

Aus dem Institut für Medizinische Statistik
und Dokumentation
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**COMPUTER-UNTERSTÜTZTE FREQUENZANALYSE
VON PHONOKARDIOGRAMMEN**

Theoretische Grundlagen, Programmbeschreibung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Dipl.-Math. Winfrid Gieselmann
aus Münster (Westf.)

Mainz 1974

Mit Unterstützung des Bundesministeriums für Wissenschaft
und Technologie, Projekt DV. 5.302

Dissertationsdruck

Blasaditsch GmbH • 89 Augsburg 17 • Theodor-Heuß-Platz 3 • Telefon (0821) 51 85 63

Aus dem Institut für Medizinische Statistik
und Dokumentation
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

COMPUTER-UNTERSTÜTZTE FREQUENZANALYSE
VON PHONOKARDIOGRAMMEN

Theoretische Grundlagen, Programmbeschreibung

Inauguraldisertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz,
den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt von

Dipl.-Math. Winfrid Gieselmann
aus Münster (Westf.)

Mainz 1974

Mit Unterstützung des Bundesministeriums für
Wissenschaft und Technologie, Projekt DV. 5.302

Fachbereichsdekan: Prof. Dr. rer. nat. Rudolf Wolf

Referent: Prof. Dr. med. Jörg Michaelis

Korreferent: Prof. Dr. med. Christoph Hans von Egidy



Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
1. Problemstellung	6
2. Theoretische Grundlagen	10
2.1 Signale	10
2.2 Fouriertransformation; Spektren	12
2.3 Filter	20
2.4 Frequenzanalyse	22
2.4.1 Auszählverfahren (zero-crossing-Technik)	22
2.4.2 Fourieranalyse	22
2.4.3 Korrelationstechniken	23
2.4.4 Bestimmung der Momentanfrequenz	23
2.4.5 Kurzzeitfourieranalyse	24
2.4.6 Zusammenfassung	29
3. Programm zur Frequenzanalyse von Phonokardiogrammen	32
3.1 Allgemeines	32
3.2 Programmablauf im Einzelnen	39
3.3 Ausblick	45
4. Rekonstruktion des Signals aus dem Ergebnis der Frequenzanalyse	46
4.1 Allgemeines	46
4.2 Programmbeschreibung	50
4.3 Erste Ergebnisse	53
Zusammenfassung	106
Literatur	107



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554426_0040

1. Problemstellung

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit einigen Aspekten der Frequenzanalyse von Phonokardiogrammen.

Die Phonokardiographie -also die graphische Registrierung des Herzschalls und im übertragenen Sinne seine Aufzeichnung auf elektronische Datenträger- erlaubt es, den Herzschall einer visuellen Beurteilung zugänglich zu machen und ihn zu dokumentieren. Dabei bedient man sich in Deutschland üblicherweise einer parallelen Registrierung desselben Schallereignisses durch mehrere Filter, die verschiedene Frequenzbereiche selektiv passieren lassen. Andernfalls würden die hochfrequenten Anteile in Störungen bei der Übertragung untergehen, da die Intensität des Herzschalls zu hohen Frequenzen hin sehr rasch abfällt (HOLLDACK u. WOLF 1966, S. 12 ff; v. EGIDY 1972).

Wir benutzen in unserer Arbeitsgruppe ein eigens für unsere Zwecke entwickeltes Datenerfassungssystem (DUDECK et al. 1972). Hierbei wird der Herzschall von einem Körperschallmikrofon (Kristallmikrofon) aufgenommen, über zwei getrennte Verstärker mit je fünf aktiven Hochpaßfiltern (T, Mo, M1, M2, H, modifiziert nach Maaß und Weber) und weitere Verstärker einem Analog/PDM-Wandler zugeleitet (PDM bedeutet "Pulsdauermodulation"), dessen Ausgangssignal auf Magnetband gespeichert werden kann. Die Verwendung von Hochpaßfiltern hat wegen des raschen Abfalls der Intensität mit steigender Frequenz praktisch denselben Effekt, wie wenn man Bandpässe verwenden würde.

Die weitgehende Verfeinerung der kardiologischen Untersuchungsmethoden hat aber bis heute nicht zu einer allgemein anerkannten Antwort auf die Frage verholfen, wie man sich den physikalischen Entstehungsmechanismus der Herztöne und Herzgeräusche im Einzelnen vorzustellen hat. Es soll hier nicht auf die verschiedenen diesbezüglichen Theorien eingegangen werden, die heute diskutiert werden; der Leser sei hierzu auf die Literatur verwiesen (z.B. BRUNS 1959; v. EGIDY 1968; v. EGIDY u. DUDECK 1969; TALMA 1880; HESS 1915; BURGER u. KOOPMANN 1949; BURGER, KOOPMANN u. OVEREEM 1950). Zur Klärung dieses Problems könnte eine genaue frequenzanalytische Untersuchung von Herztönen einen entscheidenden Beitrag leisten (vgl. hierzu v. EGIDY 1966; v. EGIDY, DOERR, DUDECK 1967 b; v. EGIDY 1968; v. EGIDY, DUDECK 1969; v. EGIDY 1972).

Mit "frequenzanalytischer Untersuchung" ist dabei die Beantwortung folgender Frage gemeint: "Welche Schallfrequenzen sind in einem gegebenen Herzton vorhanden, zu welcher Zeit treten sie auf, wie ist ihr Intensitätsverlauf, und wie sind ihre gegenseitigen Phasenbeziehungen." Denkt man sich das **untersuchte Schallereignis** aus mehreren (endlich vielen) Schwingungszügen zusammengesetzt, die nacheinander oder gleichzeitig ablaufen und die wir "Partialschwingungen" nennen wollen, so kann man die Frage auch so formulieren: "Man zerlege das Phonokardiogramm in seine Partialschwingungen." Untersuchungen dieser Art sind nicht nur von theoretischem Interesse, sondern lassen auch die Gewinnung neuer diagnostischer Kriterien erwarten (Literatur-Hinweise s. vorigen Absatz).

Verschiedene Autoren haben sich bisher mit der Frequenzanalyse des Herzschralls befaßt (Literatur s. bei v. EGIDY 1972). Allen dabei verwendeten Verfahren ist ein hoher Rechenaufwand gemeinsam. Will man also eine große Zahl von Herztönen oder -Geräuschen analysieren -wie es ja nötig ist, um die Gültigkeit einer Analyse-Methode zu überprüfen und Kriterien für ihre Verbesserung zu ermitteln oder Schlüsse über den Entstehungsmechanismus der Herztöne zu ziehen, ganz zu schweigen von der Anwendung in der klinischen Routine- so kann man den damit verbundenen Rechenaufwand nur mit Hilfe elektronischer Rechenanlagen bewältigen.

Die vorliegende Arbeit ist der Aufgabe gewidmet, ein von DUDECK u. v. EGIDY (1967) entwickeltes Computerprogramm zur Frequenzanalyse von Herztönen zu verbessern und Hilfsmittel bereitzustellen, um die von diesem Programm gelieferten Analysen hinsichtlich ihrer Güte zu beurteilen. Das Programm arbeitet nach dem von v. EGIDY (1968) zuerst auf die Analyse von Herztönen angewandten Verfahren nach STUMPF (1937).

Die Verbesserungen dieses Programms sind nicht substantieller Art; es geht dabei vornehmlich um die bequemere Handhabung und um die Schaffung von Möglichkeiten, nur einen Teil der Rechenarbeit vom Programm erledigen zu lassen, so daß der Rest manuell ausgeführt werden kann. Dies ist zur Überprüfung und Verbesserung der Methode wünschenswert.

Dem Ziel der Beurteilung der Analysen dient insbesondere ein Computerprogramm, das die vom Analyseprogramm ermittelten Partialschwingungen wieder zusammensetzt, also eine Rekonstruktion des analysierten Herztöns aus dem Analyseergebnis versucht, und den so rekonstruierten Ton mit dem in die Analyse eingegangenen vergleicht.

Bevor auf die Programme näher eingegangen wird, sollen einige Punkte aus der Übertragungstheorie erörtert werden, die die Grundlage unseres Verfahrens bilden.

2. Theoretische Grundlagen

2.1 Signale

Unter einem "Signal" verstehen wir eine Funktion der Zeit. Dabei spielt es keine Rolle, ob der zugrundeliegende Zeitbereich eine endliche oder eine unendliche Ausdehnung besitzt. Ein Signal x kann entweder für alle Punkte eines Intervalls J der Zeitachse definiert sein ("kontinuierlicher" Fall), etwa in der Form

$$x(t), t \text{ aus } J,$$

oder nur für einen Teil dieser Punkte, wobei wir nur den Fall betrachten, daß je zwei von ihnen einen endlichen Abstand voneinander haben; in diesem ("diskreten") Fall liegt

$$x(t_i), i = 1, 2, \dots, N$$

mit $t_1 < t_2 < \dots < t_N$ (N eine positive ganze Zahl) vor.

Die Spannung, die bei der Aufnahme eines Phonokardiogramms an den Ausgangskontakten des Mikrofons liegt, ist zum Beispiel ein kontinuierliches Signal. Unsere Signale haben -technisch bedingt- in der Regel eine zeitliche Länge von 160 msec. Da wir unsere Signale mit einem Digitalrechner verarbeiten wollen, müssen wir sie von der kontinuierlichen in die diskrete Form umsetzen und gleichzeitig in eine digitale Darstellungsform überführen. Bei dieser "Digitalisierung" werden von dem Signal $x(t)$ (t aus J) endlich viele Werte herausgegriffen, etwa $x(t_i)$ ($i = 1, 2, \dots, N$ mit $t_1 < t_2 < \dots < t_N$, t_i aus J für alle i). Der Rest geht verloren. Zweckmäßigerweise wird man die zeitlichen Abstände der Punkte t_i konstant wählen: $t_2 - t_1 = t_3 - t_2 = t_4 - t_3 = \dots = t_N - t_{N-1} = \Delta t$. Δt heißt "Digitalisierungsintervall" (und beträgt bei uns

gewöhnlich 0.15625 msec). Der Wert $1/\Delta t$ heißt "Digitalisierungsfrequenz"; er gibt nämlich an, wieviele Punkte in der Zeiteinheit digitalisiert werden (bei dem genannten Digitalisierungsintervall 6400 pro sec). Die Frage, wie hoch die Digitalisierungsfrequenz gewählt werden muß, um alle im ursprünglichen Signal enthaltenen Frequenzen unverzerrt im digitalisierten Signal zu erhalten, soll uns hier nicht beschäftigen; sie wird zum Teil durch das Abtasttheorem beantwortet (vgl. RÖSCHLAU 1965, S. 38-49). Zur Vereinfachung der Darstellung kann man den Nullpunkt der Zeitachse mit dem Anfangspunkt des Signals zusammenfallen lassen. Beginnt man außerdem mit der Digitalisierung bei $t=0$, so wird aus dem kontinuierlichen Signal

$$x(t) \quad (t \text{ aus } J, J \text{ ein endliches Intervall})$$

das diskrete Signal

$$\hat{x}(n\Delta t) \quad (n=0,1,2,\dots,N-1),$$

wobei $\hat{x}(n\Delta t)$ aus $x(n\Delta t)$ durch Rundung auf die in der Digitalisierungsapparatur ("Analog-Digital-Umwandler") vorgegebene Stellenzahl entsteht. Diese Stellenzahl wird als die Auflösungsgenauigkeit des Umwandlers bezeichnet; sie beträgt bei unserer Apparatur 8 bit.

2.2 Fouriertransformation, Spektren

Wir betrachten ein kontinuierliches Signal x , gegeben durch

(2.2.1) $x(t)$, t aus J ,

wobei J ein beliebiges Intervall sei. Zur Beschreibung dieses Signals kann man anstelle der Funktion x selbst auch ihre "Fouriertransformierte" oder "Spektralfunktion" F_x heranziehen, die definiert ist durch

$$(2.2.2) \quad F_x(f) = \int_0^{\infty} x(t) e^{-2\pi i f t} dt$$

für alle reellen f ,

vorausgesetzt, daß $|x(t)|$ eine über J integrierbare Funktion ist (dies können wir bei endlichem J immer annehmen, da wir andernfalls $x(t)$ beliebig genau durch eine Funktion mit integrierbarem Betrag annähern könnten). i ist die imaginäre Einheit. Daß x durch die Funktion F_x wirklich vollständig beschrieben wird, ergibt sich aus der Tatsache, daß man vermöge der Formel

$$(2.2.3) \quad x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F_x(f) e^{2\pi i f t} df$$

(Cauchyscher Hauptwert),
 t aus J ,

x berechnen kann, wenn F_x bekannt ist. (2.2.3) ist die Darstellung von x als Superposition endlich oder unendlich vieler Schwingungen konstanter Amplitude und Frequenz und unendlicher Dauer. F_x ist die einzige Funktion, die die Gleichung (2.2.3) erfüllt. Sie heißt deshalb auch "Spektrum" oder "Fourierspektrum" von x . Im allgemeinen ist F_x eine komplexwertige Funktion. Für $f > 0$ ist $A_x(f) = |F_x(f)|$ die Amplitude, mit der die Frequenz f im Signal x enthalten ist, und $\varphi_x(f) = \arg F_x(f)$ ihre Phase. Daher heißt A_x das "Amplitudenspektrum" und φ_x das "Phasenspektrum" von x .

Die Fouriertransformierte haben folgende Eigenschaften:
Ist y ein weiteres Signal und c eine Konstante, so gilt,

$$(2.2.4) \quad F_{x+y} = F_x + F_y$$

$$(2.2.5) \quad F_{cx} = c \cdot F_x$$

Ist $x(t)$ nach t differenzierbar und bezeichnet x' die Ableitung von x nach t , so ist

$$(2.2.6) \quad F_{x'}(f) = 2\pi i f F_x(f) \quad (f \text{ reell}).$$

(Vorstehende Ausführungen nach FISCHER 1969, S. 39).

Ist allgemeiner $x^{(k)}$ die k -te Ableitung von $x(t)$ nach t , so ergibt sich:

$$(2.2.7) \quad F_{x^{(k)}}(f) = (2\pi i f)^k F_x(f) \quad (f \text{ reell}, \\ k = 0, 1, 2, \dots)$$

Wir betrachten das Phonokardiogramm als (additive) Überlagerung von Partialwellen der Form

$$(2.2.8) \quad a_{f_0, \delta}(t) = a(t) \cos(\omega_0 t + \delta), \quad t \text{ aus } J,$$

mit $a(t) \geq 0$ ($t \text{ aus } J$), $\omega_0 = 2\pi f_0 > 0$, $0 \leq \delta < 2\pi$,

also von amplitudenmodulierten harmonischen Schwingungen. Wegen

(2.2.4) ist es sinnvoll, zunächst ein Einzelsignal der Form

(2.2.8) zu untersuchen:

Wir berechnen seine Spektralfunktion, wobei wir annehmen, daß die Fouriertransformierte F_a von a existiert. Bei der Rechnung benutzen wir die Identität

$$(2.2.9) \quad \cos y e^{ix} = \frac{1}{2} (e^{i(x+y)} + e^{i(x-y)}) \quad (x, y \text{ reell}),$$

die man durch Nachrechnen leicht bestätigen kann. Es ergibt

sich für die Fouriertransformierte von $a_{f_0, \delta}$ (Wir führen zur Abkürzung ein: $\omega = 2\pi f$):

$$(2.2.10) \quad F_{a_{f_0, \delta}}(f) = \int_J a(t) \cos(\omega_0 t + \delta) e^{-i\omega t} dt \quad (\text{nach (2.2.2)})$$

$$= \frac{1}{2} e^{i\delta} \int_J a(t) e^{-i(\omega - \omega_0)t} dt + \frac{1}{2} e^{-i\delta} \int_J a(t) e^{-i(\omega + \omega_0)t} dt$$

$$(2.2.11) \quad F_{a_{f_0, \delta}}(f) = \frac{1}{2} e^{i\delta} F_a(f - f_0) + \frac{1}{2} e^{-i\delta} F_a(f + f_0)$$

Diese Gleichung erlaubt es also, die Fouriertransformierte des Signals (2.2.8) in einfacher Weise aus derjenigen von a und aus den Größen f_0 und δ zu berechnen.

Ist J ein endliches Intervall, so besitzt a ein unendlich breites Fourierspektrum (d.h. in a kommen beliebig hohe Frequenzen vor) (FISCHER 1969, S. 77). Das gleiche gilt dann nach (2.2.11) auch für das Signal (2.2.8) (obwohl es aus einer einzigen harmonischen Schwingung durch Amplitudenmodulation hervorgeht). Man kann nicht einmal erwarten, daß das Amplitudenspektrum von $a_{f_0, \delta}$ in $f = f_0$ ein Maximum hat.

Zwei Beispiele mögen die Verhältnisse näher beleuchten:

Beispiel 1:

t_0 ein beliebiger Zeitpunkt, $T > 0$,

$J: t_0 - T \leq t \leq t_0 + T$

$a(t) = 1$ für t aus J .

Es ist

$$(2.2.12) \quad F_a(f) = e^{-i\omega t_0} \int_{-T}^T e^{-i\omega t} dt = \frac{2 e^{-i\omega t_0}}{\omega} \sin \omega T,$$

also nach (2.2.11)

$$(2.2.13) \quad F_{a_{f_0, \delta}}(f) = e^{-i(\omega - \omega_0)t_0 + i\delta} \frac{\sin(\omega - \omega_0)T}{\omega - \omega_0} + e^{-i(\omega + \omega_0)t_0 - i\delta} \frac{\sin(\omega + \omega_0)T}{\omega + \omega_0}$$

Der Absolutbetrag dieser Funktion ist das Amplitudenspektrum $A_{a_{f_0, \delta}}$ des Signals. Im rechnerisch einfachsten Fall $\delta = 0$, $t_0 = 0$

ergibt sich

$$(2.2.14) \quad A_{a_{f_0, \delta}}(f) = \left| \frac{\sin(\omega - \omega_0)T}{\omega - \omega_0} + \frac{\sin(\omega + \omega_0)T}{\omega + \omega_0} \right|$$

Die Abb. 1,2,3 bieten Beispiele solcher Amplitudenspektren mit $f_0 = 50$ Hz, $T = 10, 20, 35$ msec. Die Maxima dieser Spektren liegen bei 56, 52 bzw. 49 Hz.

Beispiel 2:

Eine gedämpfte Schwingung, wie man sie im Phonokardiogramm vermuten könnte, hat eine exponentiell abfallende Amplitude. Wir untersuchen deshalb $a_{f_0, \gamma}(t)$ für den Fall:

$J: t \geq 0$

$$(2.2.15) \quad a(t) = e^{-kt} \quad \text{für } t \geq 0$$

mit $k > 0$.

Es ist

$$(2.2.16) \quad F_a(f) = \int_0^{\infty} e^{-kt} e^{-i\omega t} dt = \frac{1}{k+i\omega}$$

Beschränken wir uns wieder auf den Fall $\gamma=0$, so kommt nach

$$(2.2.11)$$

$$(2.2.17) \quad F_{a_{f_0, 0}}(f) = \frac{1}{2} \frac{1}{k+i(\omega-\omega_0)} + \frac{1}{2} \frac{1}{k+i(\omega+\omega_0)}$$

Für das Amplitudenspektrum erhält man nach leichter, aber längerer Rechnung:

$$(2.2.18) \quad A_{a_{f_0, 0}}(f) = \sqrt{\frac{k^2 + \omega^2}{(k^2 + (\omega - \omega_0)^2)(k^2 + (\omega + \omega_0)^2)}}$$

Gleichung (2.2.11) und insbesondere die beiden angeführten Beispiele zeigen, daß die Fouriertransformierte uns bei der "Frequenzanalyse" von Phonokardiogrammen, wie in Abschnitt 1. erklärt, nicht weiterhilft. Denn diese läuft ja gerade auf die

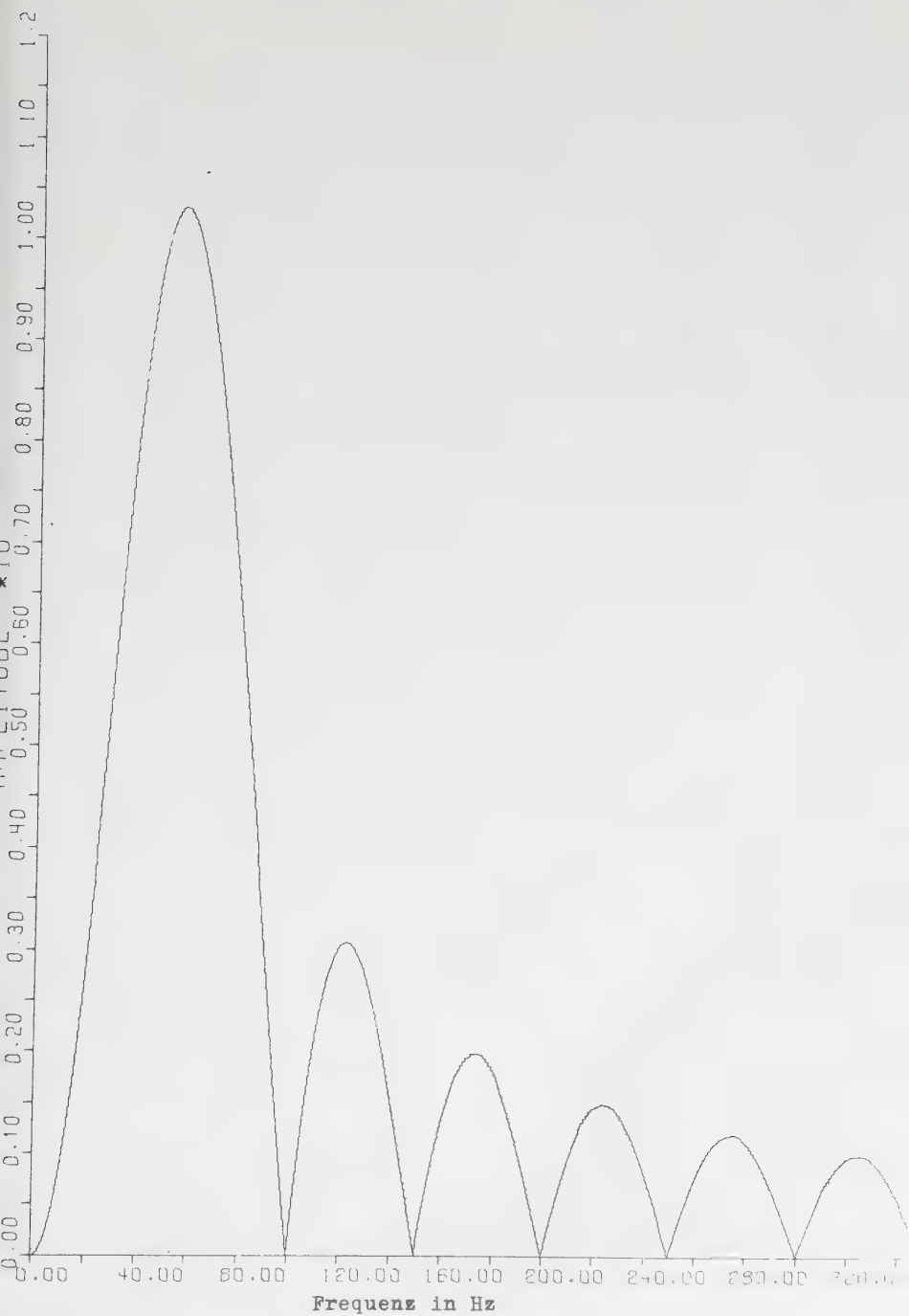


Abb. 1

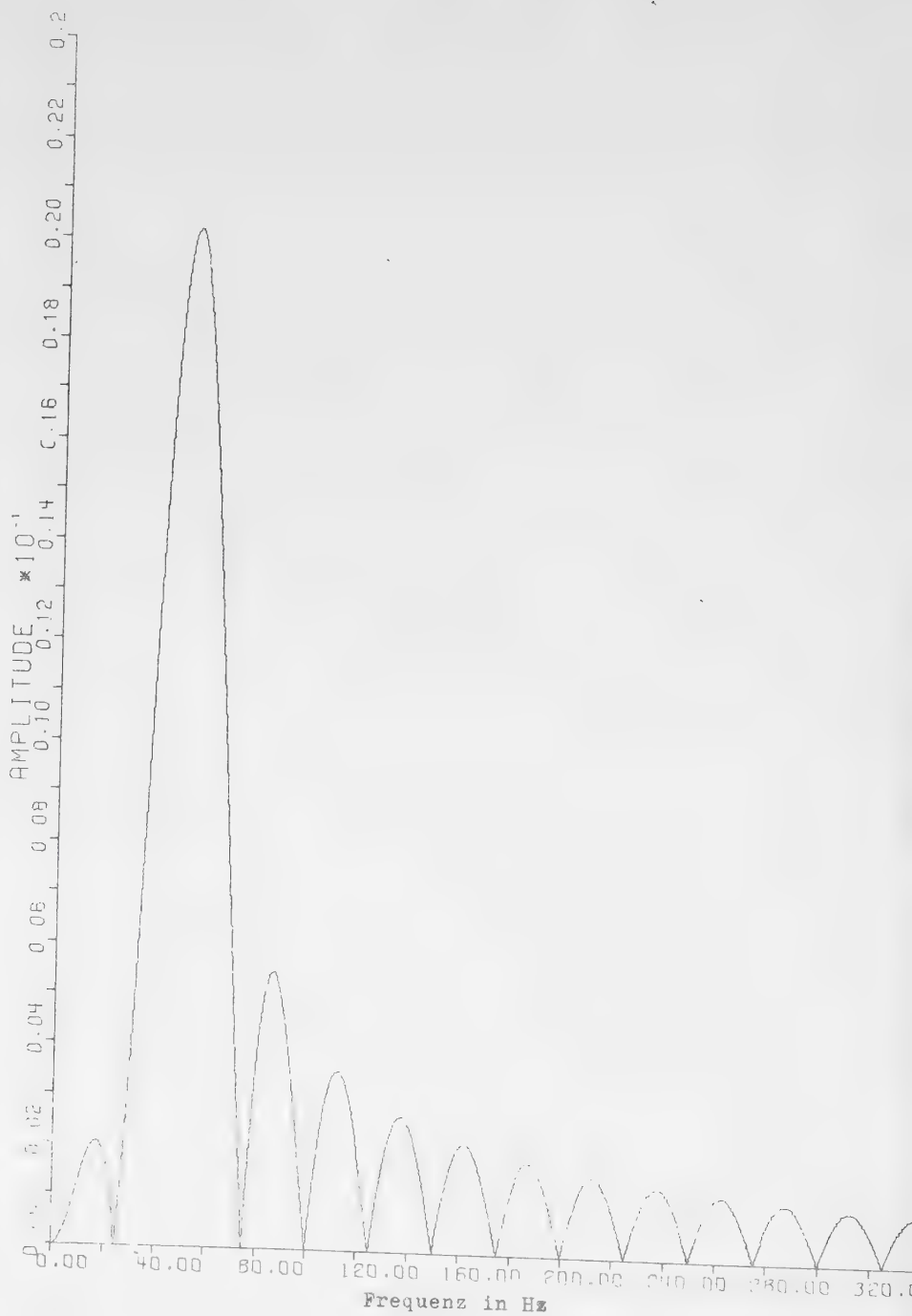


Abb. 2

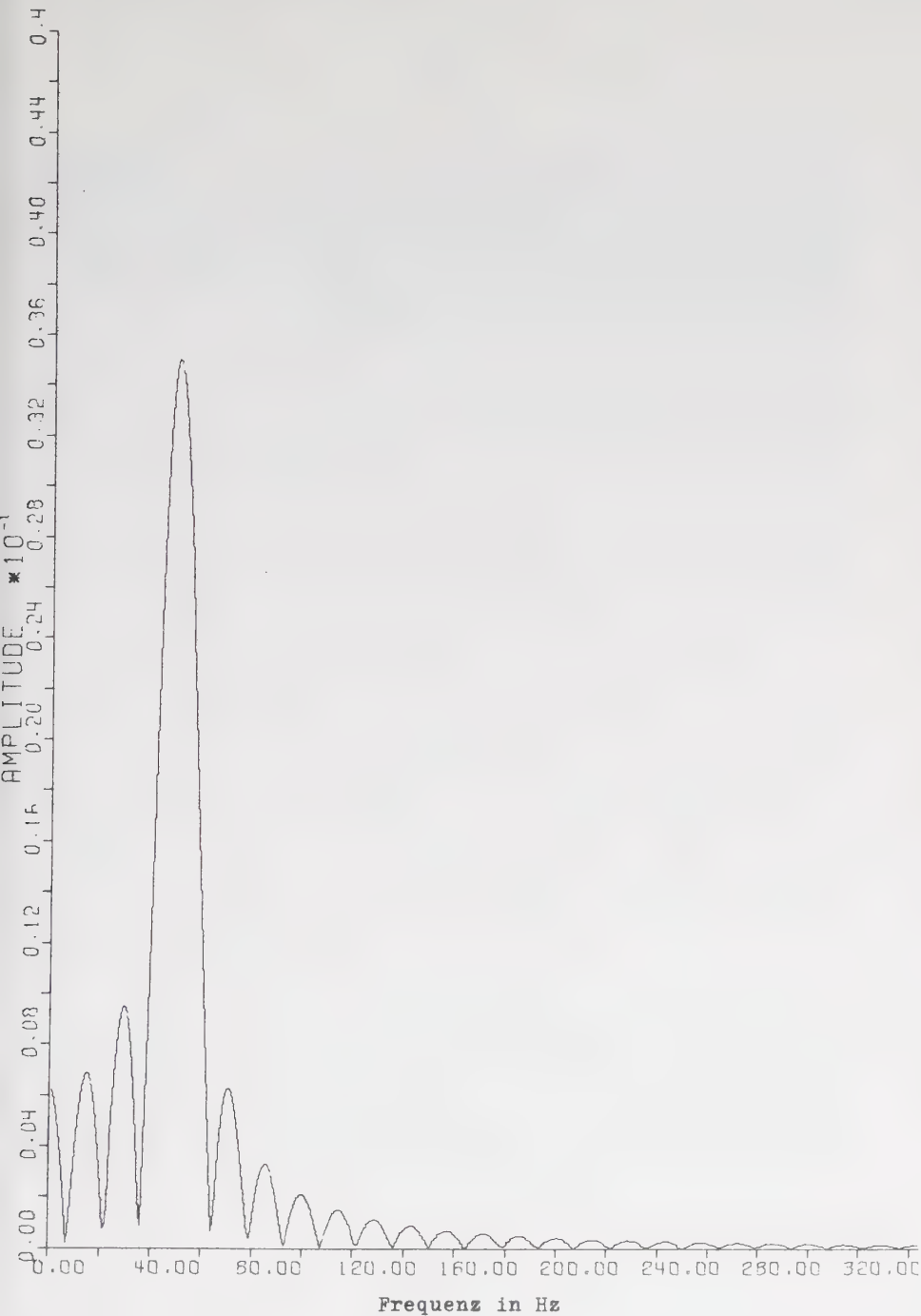


Abb. 3

Bestimmung der Größen f_0 und γ sowie des Verlaufs der Funktion a für die einzelnen Partialschwingungen vom Typ (2.2.8) hinaus; diese Aufgabe ist aber ohne spezielle Annahmen über die Struktur dieser Partialschwingungen (speziell über die Funktionen a), nicht zu lösen (vgl. Abschnitt 2.4.2). Über Wege zur Lösung dieses Problems wird in Abschnitt 2.4 berichtet.

2.3 Filter

Unter einem Filter verstehen wir eine Einrichtung, die beim Empfang eines Signals x ein Signal y aussendet, das nur von x abhängt. Dabei nennen wir x Eingangssignal und y Ausgangssignal. Lineare Filter für kontinuierliche Signale -die wir hier abschließend betrachten- sind dadurch charakterisiert, daß ihr Verhalten durch eine sogenannte "Filterfunktion" oder "Übertragungsfunktion" $H(f)$ mit komplexen Werten vollständig beschrieben werden kann: Das Ausgangssignal y ergibt sich aus dem Eingangssignal x durch die Gleichung

$$(2.3.1) \quad F_y = H \cdot F_x,$$

falls F_x existiert (das ist bei uns in praxi immer der Fall, da wir es mit Signalen endlicher Dauer zu tun haben).

Die Funktion $|H|$ heißt Amplitudenfrequenzgang, $\arg H$ heißt Phasenfrequenzgang des Filters; die durch Auftragen ihrer Werte gegen die Frequenz erhältlichen Kurven nennt man auch seine Kennlinien. Eine harmonische Schwingung der Frequenz f und der Phase ϕ , etwa $A \cos \omega t$ ($-\infty < t < \infty$) (wir schreiben weiterhin $\omega = 2\pi f$) führt -als Eingangssignal auf das Filter gegeben- zu dem Ausgangssignal $|H(f)| \cdot A \cdot \cos(\omega t + \arg H(f))$. $|H(f)|$ gibt also an, in welchem Maße die Frequenz f von dem Filter "durchgelassen" wird, $\arg H(f)$ sagt uns, mit welcher zeitlichen Verschiebung dies geschieht.

"Hochpässe" und "Tiefpässe" sind Filter, die nur Frequenzen oberhalb bzw. unterhalb einer bestimmten Grenze in nennenswertem Umfang durchlassen ($|H(f)|$ sehr klein für $f < f_0$ bzw. für $f > f_0$). Ein "Bandpaß" läßt nur Frequenzen passieren, die zwischen zwei bestimmten Werten liegen (das arithmetische Mittel dieser beiden Werte heißt "Mittenfrequenz" des Bandpaß).

Wir registrieren die Phonokardiogramme simultan in fünf Kanälen, deren jedem ein anderer Hochpaß vorgeschaltet ist (vgl. Abschnitt 1.). Diese Filter und ebenso die entsprechenden Kanäle tragen die Bezeichnungen T, Mo, M1, M2 und H.

Es ist nach Gleichung (2.3.1) klar, daß die Anwendung eines Filters auf ein Signal zu einer Verzerrung seines Amplituden- und Phasenspektrums führt. Es wäre also noch zu untersuchen, inwieweit die Anwendung der genannten Hochpässe auf das Phonokardiogramm zu einer Verzerrung dieses Signals und damit zu einer Verfälschung unserer Frequenzanalyse führt. Eine solche Betrachtung würde jedoch den Rahmen dieser Arbeit sprengen.

2.4 Frequenzanalyse

Um die in Abschnitt 1. formulierte Aufgabe der Frequenzanalyse zu lösen, bedarf es eines Verfahrens, das uns in die Lage versetzt, kurzdauernde Partialschwingungen vom Typ (2.2.8) nach Frequenz, Amplitudenverlauf und Phasenlage zu erkennen. Im folgenden seien einige Verfahren der Frequenzanalyse diskutiert.

2.4.1 Auszählverfahren (zero-crossing-Technik)

Das Auszählen der Nulldurchgänge in dem zu untersuchenden Signal ist die einfachste Technik, um über seinen Frequenzgehalt eine Information zu erhalten. Sie scheint sich (besonders in Verbindung mit dem Ausmessen der Maxima und Minima) in der Frequenzanalyse von Elektroenzephalogrammen zu bewähren (DIRLICH 1972). Sie wurde auch auf Phonokardiogramme angewandt, hat sich dabei aber als zu ungenau erwiesen (ABELSON u. BERNBAUM 1971).

2.4.2 Fourieranalyse

Bei der klassischen Fourieranalyse mit Bestimmung der Fourierkoeffizienten durch Integration über ein festes Grundintervall der Länge T erhält man das Amplituden- und Phasenspektrum, das das Signal bekommt, wenn man es in der Zeitachse nach beiden Richtungen über das Grundintervall hinaus unbeschränkt periodisch fortsetzt (mit der Periode T). Man erhält so ein Linienspektrum, dessen Einhüllende bis auf einen konstanten Faktor die Fouriertransformierte des ursprünglichen Signals ist (FISCHER 1969, S.76). Deren Kenntnis führt aber nicht zum Ziel; denn aus einer Summe von Funktionen beispielsweise der Form (2.2.13) und/oder (2.2.17) die Parameter f_0 und γ zu bestimmen, ist unmöglich, wenn man die Funktionen a nicht kennt.

Eine Möglichkeit, die Fouriertransformierte eines Signals näherungsweise zu bestimmen, ist die Anwendung eines Satzes von Bandpaßfiltern verschiedener Mittenfrequenzen auf das Signal. Trägt man die Amplituden der Ausgangssignale gegen die Mittenfrequenzen auf, so ergibt sich eine Kurve, die in etwa der Fouriertransformierten entspricht. Die hierzu benutzten Bandpässe müssen sehr schmale Bandbreiten haben. Bei größeren Bandbreiten -wenn die Einschwingzeit vergleichbar ist mit der Schwingungsdauer der untersuchten Frequenzen- erhält man eine Art Kurzzeit-Fourieranalyse (vgl. Abschnitt 2.4.5), jedoch mit sehr ungenauen Ergebnissen (DUDECK und Mitarbeiter, persönliche Mitteilung).

2.4.3 Korrelationstechniken

Diese Verfahren, die auf der Bildung einer Autokorrelierten oder Kurzzeit-Autokorrelierten beruhen, kommen für uns nicht in Betracht, weil sie keine Information über die Phasenlage von Schwingungen liefern (FISCHER 1969, S. 84). Es sei deshalb auf ihre Beschreibung verzichtet.

2.4.4 Bestimmung der Momentanfrequenz

Zu dem Signal x mit der Fouriertransformierten F_x kann man das "analytische Signal"

$$(2.4.4.1) \quad z(t) = z_x(t) = 2 \int_0^{\infty} F_x(f) e^{2\pi i f t} df$$

bilden, das komplexe Werte annimmt. Zerlegt man dieses in Polarkoordinaten

$$(2.4.4.2) \quad z(t) = |z(t)| e^{i \arg z(t)}$$

so erkennt man, daß $z(t)$ sich darstellen läßt als ein Zeiger der variablen Länge $|z(t)|$, der in der komplexen Zahlenebene umläuft.

Ordnet man jeder Frequenz f , die im Signal x enthalten ist, einen Zeiger zu, der in der komplexen Zahlenebene mit der Winkelgeschwindigkeit $\omega = 2\pi f$ umläuft und die Länge $|F_x(f)|$ hat (d.i. die Amplitude, mit der er in x vorkommt), so ist $\frac{1}{2}$ nichts anderes als die Resultierende aller dieser Zeiger nach Berücksichtigung ihrer Phasenlage $\arg F_x(f)$. Von daher erscheint es sinnvoll, die durch 2π dividierte Winkelgeschwindigkeit dieser Resultierenden

$$(2.4.4.3) \quad \omega_*(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} \arg z(t)$$

mit GABOR als die Momentanfrequenz des Signals x zu bezeichnen (FISCHER 1969, S. 43 ff).

Unseres Wissens ist noch nicht versucht worden, die Berechnung der Momentanfrequenz auf Phonokardiogramme anzuwenden.

2.4.5 Kurzzeitfourieranalyse

Bei der Kurzzeitfourieranalyse wird aus dem zu untersuchenden Signal x (das im Intervall J definiert sei) ein (zeitlich) kurzes Stück um einen Zeitpunkt t_0 in J herum "herausgeschnitten" und der Fourieranalyse unterworfen, um so auf die zur Zeit t_0 in x enthaltenen Frequenzen rückzuschließen. Dieses Verfahren wird für jedes interessierende t_0 wiederholt (FISCHER 1969, S. 34 ff).

Das Herausschneiden eines geeigneten Stückes aus dem Signal x geschieht mit Hilfe einer Gewichtsfunktion h (deren Fouriertransformierte F_h wir als existent voraussetzen) in der Form:

$$(2.4.5.1) \quad x_h(t_0, t) = x(t) \cdot h(t - t_0) \quad (t \text{ aus } J)$$

$x_h(t_0, t)$ ist dann der Fourieranalyse zu unterziehen.

Ist zum Beispiel
$$(2.4.5.2) \quad h(t) = \begin{cases} 1/S & \text{für } -S \leq t \leq S \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad \text{mit festem } S \geq 0$$

so wird

$$(2.4.5.3) \quad x_h(t_0, t) = \begin{cases} \frac{x(t)}{S} & \text{für } t_0 - S \leq t \leq t_0 + S \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

$x_h(t_0, t)$ ist also in der Tat -bis auf den konstanten Faktor $1/S$ - ein Abschnitt des Signals x "um den Zeitpunkt t_0 herum". Eine Gewichtsfunktion (man sagt auch ein "Zeitfenster") der Form (2.4.5.2) ist rechnerisch sicher am einfachsten zu handhaben. Es werden aber auch andere benutzt, so etwa

$$(2.4.5.4) \quad h(t) = \frac{2\omega}{\pi} \frac{\sin \omega t}{\omega}$$

mit passend zu wählenden ω ; diese Zeitfenster sind apparativ gut zu realisieren (FLANAGAN 1965, S. 125).

Bezeichnen wir die Fouriertransformierte von $x_h(t_0, t)$ mit $F_{h,x}(t_0, f)$, so wird nach (2.4.5.1)

$$(2.4.5.5) \quad F_{h,x}(t_0, f) = \int_J x(t) h(t - t_0) e^{-i\omega t} dt$$

(auch in diesem Abschnitt sei stets $\omega = 2\pi f$). $F_{h,x}$ heißt "Kurzzeit-Fouriertransformierte" oder "-Spektrum" von x . Man erkennt, daß es erheblich von h abhängt, und daß also die Wahl des Zeitfensters auf die Aussagefähigkeit und Genauigkeit unserer Ergebnisse großen Einfluß hat.

Haben wir es mit einem Zeitfenster der Form (2.4.5.2) zu tun, so ist

$$(2.4.5.6) \quad F_{h,x}(t_0, f) = \frac{1}{S} \int_{t_0-S}^{t_0+S} x(t) e^{-i\omega t} dt$$

(Liegen $t_0 - S$ oder $t_0 + S$ nicht in J , so denke man sich x über die Grenzen von J hinaus fortgesetzt mit den Werten $x(t) = 0$ für t nicht in J).

Wir verallgemeinern nun den Begriff des Zeitfensters, indem wir zulassen, daß in Gleichung (2.4.5.6) die Integrationsgrenzen von der Frequenz f abhängen. Wir denken uns also eine Funktion $S = S(f) > 0$ ($f \geq 0$) vorgegeben und bilden

$$(2.4.5.7) \quad F_x^S(t_0, f) = \frac{1}{S(f)} \int_{t_0 - S(f)}^{t_0 + S(f)} x(t) e^{-i\omega t} dt$$

Setzen wir (2.2.3), die Fourierzerlegung von x hier ein, so kommt nach Vertauschen der Integralzeichen:

$$(2.4.5.8) \quad S F_x^S(t_0, f) = \int_{-\infty}^{\infty} F_x(u) \int_{t_0 - S}^{t_0 + S} e^{2\pi i(u-f)t} dt du$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} F_x(u) e^{2\pi i(u-f)t_0} \int_{-S}^S e^{2\pi i(u-f)t} dt du$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} F_x(u) \frac{e^{2\pi i(u-f)t_0}}{2\pi i(u-f)} \left[e^{2\pi i(u-f)S} - e^{-2\pi i(u-f)S} \right] du$$

also

$$(2.4.5.9) \quad F_x^S(t, f) = 2 \int_{-\infty}^{\infty} F_x(u) e^{2\pi i(u-f)t} \frac{\sin 2\pi(u-f)S}{2\pi(u-f)S} du$$

Im folgenden beschränken wir uns auf den speziellen Fall des Beispiels 1 in Abschnitt 2.2 (Seite 14), also

$$(2.4.5.10) \quad x(t) = \begin{cases} \cos(\omega_0 t + \gamma) & \text{für } t_0 - T \leq t \leq t_0 + T \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

mit $T > 0$, $\omega_0 = 2\pi f_0 > 0$, t_0 beliebig. Setzen wir noch voraus, daß $t_0 - T \leq t - S \leq t + S \leq t_0 + T$, so wird aus (2.4.5.7)

$$(2.4.5.11) \quad F_x^S(t, f) = \frac{1}{S} \int_{t-S}^{t+S} \cos(\omega_0 \tau + \gamma) e^{-i\omega \tau} d\tau$$

Eine ähnliche Herleitung, wie sie zu (2.2.13) führte, liefert jetzt

$$(2.4.5.12) \quad F_x^S(t, f) = e^{-i(\omega - \omega_0)t + i\gamma} \frac{\sin(\omega - \omega_0)S}{(\omega - \omega_0)S} + e^{-i(\omega + \omega_0)t - i\gamma} \frac{\sin(\omega + \omega_0)S}{(\omega + \omega_0)S}$$

In dieser Gleichung bezeichnen wir den ersten Term auf der rechten Seite als "Hauptterm" (bei vektorieller Betrachtungsweise als "Hauptvektor"), den zweiten als "Störterm" (bzw. "Störvektor"). Beachtet man nun, daß die Funktion $\frac{\sin u}{u}$ in $u=0$ ein Maximum mit dem Wert 1 hat -und zwar umso "schärfer", je größer S ist-, und daß man den Störterm bei geeigneter Wahl von ω und S gegenüber dem Hauptterm vernachlässigen kann, so kommt man zu der Näherung

$$(2.4.5.13) \quad F_x^S(t, f) \approx e^{-i(\omega - \omega_0)t + i\gamma} \frac{\sin(\omega - \omega_0)S}{(\omega - \omega_0)S}$$

Als Näherung für f_0 erhält man nun die Stelle, an der $|F_x^S(t, f)|$ in Abhängigkeit von f ein Maximum hat. Dies ist das übliche Vorgehen, wenn vermittelt der Kurzzeitfouriertransformation eine Frequenz in einem Signal x zu einer Zeit t bestimmt werden soll

Wenn man aber -wie wir bei der Analyse von Phonokardiogrammen vereinfachend annimmt, daß die Frequenz und Amplitude eine gewisse Zeit lang konstant seien, so sieht man leicht durch Bildung des Arguments in (2.4.5.13)

$$(2.4.5.14) \quad \psi_f(t) = \arg F_x^S(t, f) \approx -(\omega - \omega_0)t + \gamma$$

daß man durch Auftragen von $\psi_f(t)$ gegen t (sog. Phasendiagramm oder Phasenzeitdiagramm) näherungsweise eine Gerade erhält. Diese hat die Steigung $\omega_0 - \omega$ und den Ordinatenabschnitt γ . Man kann also -da ω bekannt ist- $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ und γ aus der Kurve bestimmen^{*)}. Dies ist die "Methode der Phasendiagramme" nach STUMPF (1972, S. 107-114), die auf Arbeiten von A. SCHUSTER zurückgeht. Bei diesem Verfahren braucht man also nicht $F_x^S(t, f)$ für alle f zu berechnen.

*) Man beachte die Verwandtschaft dieses Verfahrens mit der Methode der Bestimmung der Momentanfrequenz (Abschn. 2.4.4).

Wir haben noch die Wahl von $S(f)$ frei. Da das Maximum der Funktion $\frac{\sin u S}{u S}$ in $u = 0$ umso "schärfer" ist, je größer S ist, wird man im Interesse einer möglichst genauen Frequenzbestimmung S möglichst groß machen wollen. Andererseits wird aber die Unschärfe der zeitlichen Festlegung der jeweiligen Partialschwingungen mit S größer. Die Wahl von S kann also nur aufgrund eines Kompromisses zwischen der Forderung nach größtmöglicher Genauigkeit in der Frequenzbestimmung einerseits und in der Lokalisation auf der Zeitachse andererseits getroffen werden. Wir wählen mit MARTH u. v. EGIDY (1963):

$$(2.4.5.15) \quad S(f) = \frac{1}{2f} \quad (f > 0),$$

integrieren also in Gleichung (2.4.5.7) über eine Periode der "Versuchsfrequenz" f . Das hat zur Folge, daß im Falle $f=f_0$ in Gleichung (2.4.5.12) der Störterm verschwindet, also in (2.4.5.13) und (2.4.5.14) das Gleichheitszeichen gilt.

Man wird also bestrebt sein, die Versuchsfrequenz f möglichst nah bei f_0 zu wählen, da so die Frequenzanalyse am genauesten wird (vgl. auch HILDEBRAND o.Jg.). Um dies zu erreichen, gehen wir folgendermaßen vor: Wir berechnen $\psi_f(t)$ für eine Versuchsfrequenz f und alle t aus J aus dem Signal und berechnen in denjenigen Teilintervallen von J , wo ψ_f einen annähernd linearen Verlauf hat, seine Steigung, und zwar graphisch oder rechnerisch (durch Ermitteln einer Ausgleichsgeraden). Liefert dies die Näherung f_1 für die gesuchte Frequenz, so berechnen wir $\psi_{f_1}(t)$ für alle t und bestimmen daraus eine Näherung f_2 und so fort, bis die gefundene Näherung und die Versuchsfrequenz möglichst genau übereinstimmen (im graphischen Bild entspricht das einem möglichst abszissenparallelen Verlauf von $\psi_f(t)$).

Dann ist

$$(2.4.5.16) \quad h_f(t) = |F_x^S(t, f)|$$

eine Näherung für die Amplitude, mit der die betreffende Frequenz zur Zeit t im Signal x enthalten ist (wegen $\lim_{u \rightarrow 0} \frac{\sin u S}{u S} = 1$).

2.4.6 Zusammenfassung

Man hat in den in Abschn. 2.4.1 bis 2.4.5 skizzierten Verfahren eine ganze Palette von Methoden der Frequenzanalyse. Eine vergleichende Beurteilung aller dieser Techniken im Hinblick auf die Auswertung von Phonokardiogrammen scheint noch nicht unternommen worden zu sein. Sie soll auch hier nicht versucht werden, um den Rahmen dieser Arbeit nicht zu sprengen. Es soll auch hier nicht auf die Frage eingegangen werden, inwieweit die von uns gemachten Annahmen - Konstanz von Amplitude und Frequenz der Partialschwingungen - berechtigt sind oder wie groß der Fehler bei der Analyse wird, wenn man diese Annahmen fälschlich getroffen hat ⁺). Auch der Einfluß der Überlagerung von Partialschwingungen auf das Analysenergebnis soll hier außer Betracht bleiben.

Eine Untersuchung, die all diese Fragen - nur für Methoden der Kurzzeitfouriertransformation - klären wollte, hätte etwa von den Gleichungen (2.4.5.7) und (2.4.5.9) auszugehen. Ansätze finden sich bei HILDEBRAND (ohne Jg.).

⁺) Zur Frage der Konstanz der Frequenzen sei angemerkt: Die von uns verwendete Methode der Frequenzanalyse nach Stumpff (Abschn. 2.4.5) sucht in einem vorgelegten Signal nur nach Schwingungen konstanter Frequenz (Partialschwingungen). Etwa vorhandene Schwingungszüge mit veränderlicher Frequenz können als solche nicht erkannt werden. In Fällen aber, wo sich nach unserer Methode zeitlich aufeinanderfolgende Partialschwingungen mit wenig unterschiedlicher Frequenz errechnen lassen, die hinsichtlich ihrer Phasenlagen gewissermaßen nahtlos ineinander übergehen, kann man vermuten, daß dem in Wirklichkeit ein Schwingungszug veränderlicher Frequenz zugrundeliegt. Bei unseren Untersuchungen an verschiedenen Herztönen sind solche Fälle aufgetreten. So findet man etwa in Abb. 12 etwa bei 102 msec einen Sprung von 188 auf 136 Hz und in Abb. 10 im Bereich von 95 bis 110 msec eine Frequenzveränderung von 40 auf 52 Hz.

Um ein Verfahren der Frequenzanalyse zu beurteilen und verschiedene solche Verfahren zu vergleichen, benötigt man Kriterien für die "Güte" einer solchen Analyse. Ein solches Kriterium wäre zum Beispiel die Zuverlässigkeit, mit der das Verfahren die Partialschwingungen in verschiedenen Signalen zu erkennen gestattet, die man aus bekannten Partial-schwingungen synthetisiert und dann dem Analyseverfahren unterwirft. Derartige Versuche sind im Hinblick auf das Stumpffsche Verfahren gemacht worden (v. EGIDY, persönl. Mitteilung, LIPPOLD et al. 1973).

Ein Kriterium, das bei komplizierten Signalen einfacher zu handhaben, aber dafür auch weniger aussagefähig ist, ist die Rekonstruierbarkeit des Signals aus dem Ergebnis der Frequenzanalyse: Wenn die Analyse alle Partialschwingungen in Frequenz, Amplitude und Phasenlage richtig bestimmt hat, muß man aus diesen Daten das ursprüngliche Signal rekonstruieren können. Aber umgekehrt beweist die Rekonstruierbarkeit des Signals nicht die Richtigkeit der Analyse. Denn die mathematische Zerlegung eines Signals in Partialschwingungen ist nicht eindeutig; ein- und dasselbe Signal kann man sich in verschiedener Weise aus Partialschwingungen zusammengesetzt denken (vgl. Abschnitt 4.3). Wir suchen aber nicht irgendeine Zerlegung, sondern die "physiologische", das soll heißen diejenige, die der Entstehung des Schallereignisses in einer oder mehreren physikalischen Schwingungsquellen entspricht. Um gerade diese Zerlegung zu ermitteln, muß man Außenkriterien in das Analyseverfahren einarbeiten, die die Auswahl der "physiologischen" Zerlegung des Signals aus der Fülle aller möglichen Zerlegungen zur Folge hätten. Nach Lage der Dinge kann die Ermittlung dieser Außenkriterien nur empirisch getroffen werden. Einzelheiten sind nicht Gegenstand dieser Arbeit.

In Abschnitt 4. wird über ein Programm berichtet, das die Rekonstruktion eines Signals aus dem Analyseergebnis ausführt und deren Ergebnis mit dem ursprünglichen Signal vergleicht.

3. Programm zur Frequenzanalyse von Phonokardiogrammen

3.1 Allgemeines

DUDECK und v. EGIDY (1967) haben über ein selbstentwickeltes Computerprogramm berichtet, das die Frequenzanalyse von Phonokardiogrammen (Pkg) nach dem in Abschnitt 2.4.5 beschriebenen Verfahren von STUMPPF erlaubt. Das Programm wurde von SEBALD weiterentwickelt und insbesondere an die CD 3300 und ihr Zeichengerät, einen Calcomp-Plotter, adaptiert.

Es folgt eine Beschreibung dieses Programms mitsamt den von uns inzwischen eingefügten Ergänzungen nach dem Stand vom Anfang Januar 1973.

Das Programm läuft auf der CD 3300 der Universität Mainz und ist in USASI FORTRAN/MASTER geschrieben. Die Eingabedaten werden ihm auf einem Magnetband in Blöcken von maximal 1054 Integerzahlen bereitgestellt. Die ersten 30 dieser Zahlen dienen der Identifikation des betreffenden Datenblocks, so daß ein Pkg-Abschnitt je Kanal bis zu 1024 Punkten enthalten kann. Das Programm bedient sich der Calcomp-Routinen für den Plotter, wie sie in den entsprechenden Veröffentlichungen der Firma beschrieben sind.

Das Programm ermöglicht die Auswertung von Phonokardiogrammen nach verschiedenen Modi (siehe unten) je nach Wahl des Benutzers. Der Benutzer kann ferner wählen, ob er Plots der Ergebnisse haben will und ob Daten für das Rekonstruktionsprogramm (Abschnitt 4) ausgegeben werden sollen.

Um das Programm in Tätigkeit zu setzen, verwendet man Datenkarten, die in den ersten vier Spalten einen Code tragen. Je nach Code sind die nachfolgend beschriebenen Aktionen ((a) - (f)) des Programms möglich. Die Aktionen (a) - (d) bewirken eine Statusänderung des Programms, die für die Auswertung aller nachfolgenden Datenblöcke (Aktion (e)) wirksam ist, bis auf die gleiche Weise

eine neue Statusänderung herbeigeführt wird. Wird keine solche Aktion veranlaßt, bleibt das Programm in einem Standardstatus ("Default"), der zu Beginn des Programmlaufs initialisiert wird (s. unten).

Es folgt eine kurze Beschreibung der Aktionen des Programms:

(a) Wahl des Auswertungsmodus

Neben dem Code MODE ist eine Zahl anzugeben mit folgender Bedeutung:

- 0 = nur Einlesen und Ausgeben der Eingabedaten auf Drucker, Plotter bzw. Bandeinheit (vgl. (b), (c), (e)).
- 1 = Berechnung der Amplitudenwerte $h_f(t)$ und der Phasenwerte $\psi_f(t)$ (Abschn. 2.4.5), ggf. (siehe (b)) Ausgabe von Diagrammen auf dem Plotter, die speziell für die graphische Frequenzanalyse nach dem Stumpffschen Verfahren geeignet sind.
- 2 = Frequenzanalyse in vorgegebenen Zeitbereichen: das Programm berechnet in vom Benutzer festgelegten Zeitabschnitten die durchschnittliche Steigung der Funktion $\psi_f(t)$ und bestimmt daraus auf dem in 2.4.5 beschriebenen Weg eine Frequenz; es prüft nicht, in welchem Maße ψ_f in diesem Bereich wirklich linear ist.
- 4 = Frequenzanalyse wie in 2, jedoch mit automatischer Suche der Bereiche linearen Verhaltens der Funktion $\psi_f(t)$. Dies ist der in der von DUDECK und SEBALD übernommenen Programmversion realisierte Auswertungsmodus.

Default: MODE 4.

(b) Entscheidung, ob Plots gezeichnet werden sollen.

Eine Karte mit dem Code PLOT und einer Zahl wird eingegeben.
Ist die Zahl eine 0, so wird nicht geplottet, ist sie 1, so
werden Diagramme der Eingabedaten gezeichnet sowie in Falle

MODE 1 Phasenzeitdiagramme für die graphische Frequenzanalyse;

MODE 2 Phasenzeitdiagramme für alle vom Programm verwendeten
Versuchsfrequenzen nebst den zugehörigen Ausgleichs-
geraden;

MODE 4 Phasenzeitdiagramme nur für diejenigen Versuchsfre-
quenzen, bei denen das Programm Ausgleichsgeraden mit
nicht zu großer Steigung (vgl. (d)) ermittelt hat
(nach 2.4.5 ist ja ein möglichst abzissenparalleler
Verlauf der Geraden anzustreben).

Je nach Wunsch des Benutzers (vgl. (e)) werden die Amplituden-
hüllkurven $h_p(t)$ mit eingezeichnet.

Default: PLOT 1

(c) Entscheidung, ob Daten für das Rekonstruktionsprogramm
ausgegeben werden sollen.

Außer dem Code RKST ist eine Zahl anzugeben, die angibt, ob
Daten für das Rekonstruktionsprogramm ausgegeben werden sollen
(Zahl=1) oder nicht (Zahl=0). Im ersteren Fall schreibt das Pro-
gramm die Ausgangswerte und die Werte der Funktionen $h_p(t)$ auf
ein Ausgabeband und stellt für jede berechnete Frequenz
(genauer: für jede ermittelte Ausgleichsgerade) eine Identifikations-
mit den vom Rekonstruktionsprogramm noch benötigten Daten
(Identifikation des Datenblocks, Anfangs- und Endfrequenz der
Ausgleichsgeraden, Frequenz u.a., vgl. Abschnitt 4.1).

Default: RKST 0

(d) Wahl eines Schwellenwertes für die Steigung der Ausgleichsgeraden. Dieser Wert ist die Schwelle, von der ab das Programm eine Ausgleichsgerade als zu steil ansieht, um sie im Falle MODE 4 zu zeichnen (siehe unter (b)). Einzugeben ist der Schwellenwert mit dem Code ANST.

Default: ANST 2

(e) Auswertung eines Datenblocks von dem Eingabeband.
Mit dem Code FREQ sind anzugeben:

- Anzahl der Werte des Datenblocks;
- kleinste Versuchsperiode⁺);
- größte Versuchsperiode;
- Schrittweite für die Versuchsperioden; die Auswertung erfolgt bei allen Versuchsperioden, die ganzzahlige Vielfache dieser Schrittweite sind und zwischen der kleinsten und größten Versuchsperiode liegen (beide Grenzen eingeschlossen), für MODE 2 und 4 (vgl. (a)), außerdem bei Zwischenwerten zur Annäherung an den Fall abszissenparalleler Ausgleichsgeraden.
Die vorstehenden drei Angaben sind ohne Bedeutung, wenn der Datenblock ein EKG enthält, sowie im Falle MODE 0.
- Nummer des auszuwertenden Datenblocks auf dem Eingabeband;
- Angabe, ob die Eingabedaten ausgedruckt werden sollen;
- Angabe, ob die Werte der Funktionen h_f und ψ_f ausgedruckt werden sollen;
- Angabe, ob (im Falle PLOT 1, vgl. (b)) die Amplitudenhüllkurven h_f gezeichnet werden sollen;
- Digitalisierungsintervall;
- ggf. Text zur Kennzeichnung des Datenblocks.

⁺) Unter der Versuchsperiode verstehen wir die Anzahl der Werte, die auf eine Schwingungsdauer der Versuchsfrequenz fallen. Also $p = 1/(f\Delta t)$, wenn Δt das Digitalisierungsintervall ist.

Im Falle MODE 2 (Frequenzanalyse in vorgegebenen Zeitbereichen) sind Datenkarten mit Angaben über die zu betrachtenden Zeitintervalle anzuschließen.

(f) Beendigung des Programmablaufs.

Der Code heißt ENDE.

Der Programmablauf wird im folgenden anhand eines Flußdiagrammes besprochen. Die wichtigsten Änderungen gegenüber der von DUDECK und SEBALD übernommenen Programmversion sind:

- die Möglichkeit, ein Pkg nach dem MODE 1 oder 2 auszuwerten (eingeführt, um die Überprüfung und Verbesserung des automatischen Verfahrens (MODE 4) zu erleichtern);
- die Unterdrückbarkeit der Plotter-Ausgabe;
- die Möglichkeit, Daten für das Rekonstruktionsprogramm auszugeben.

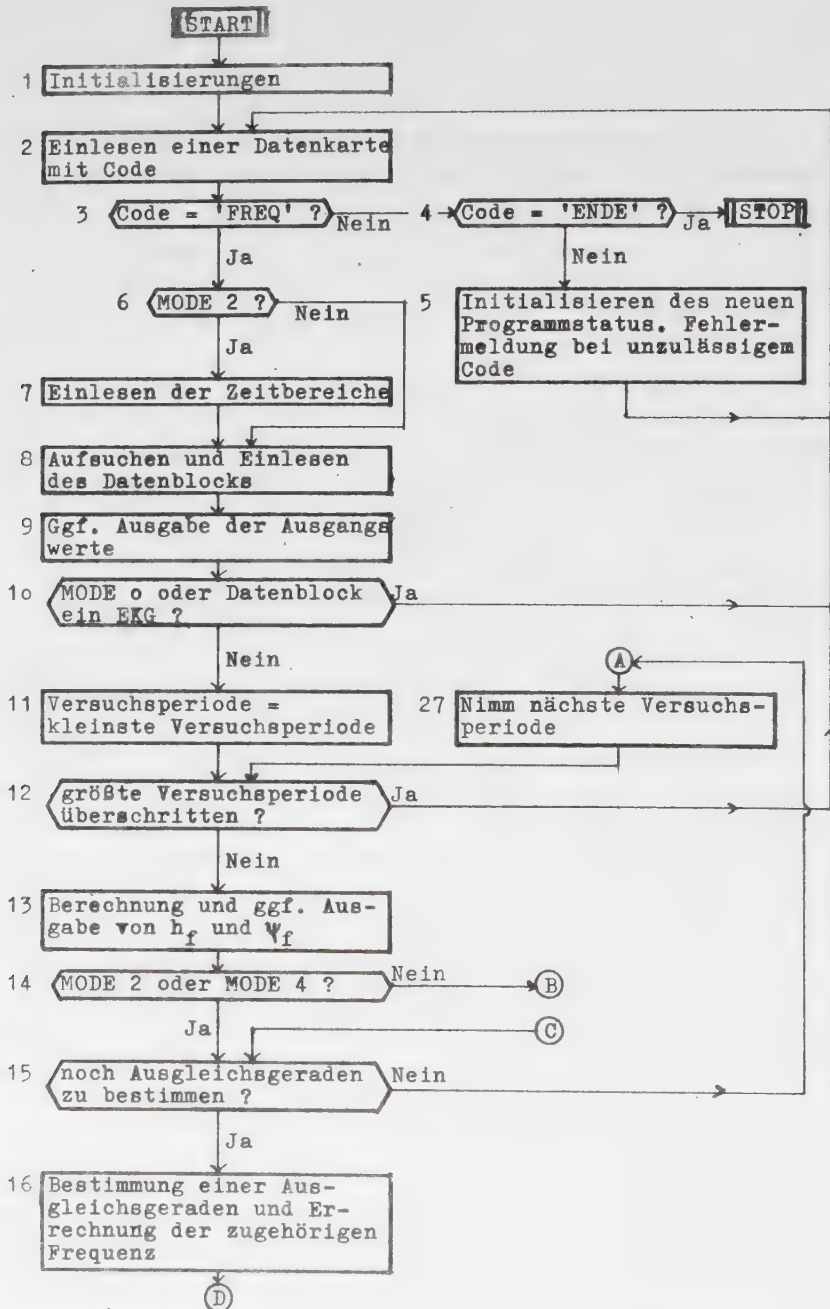
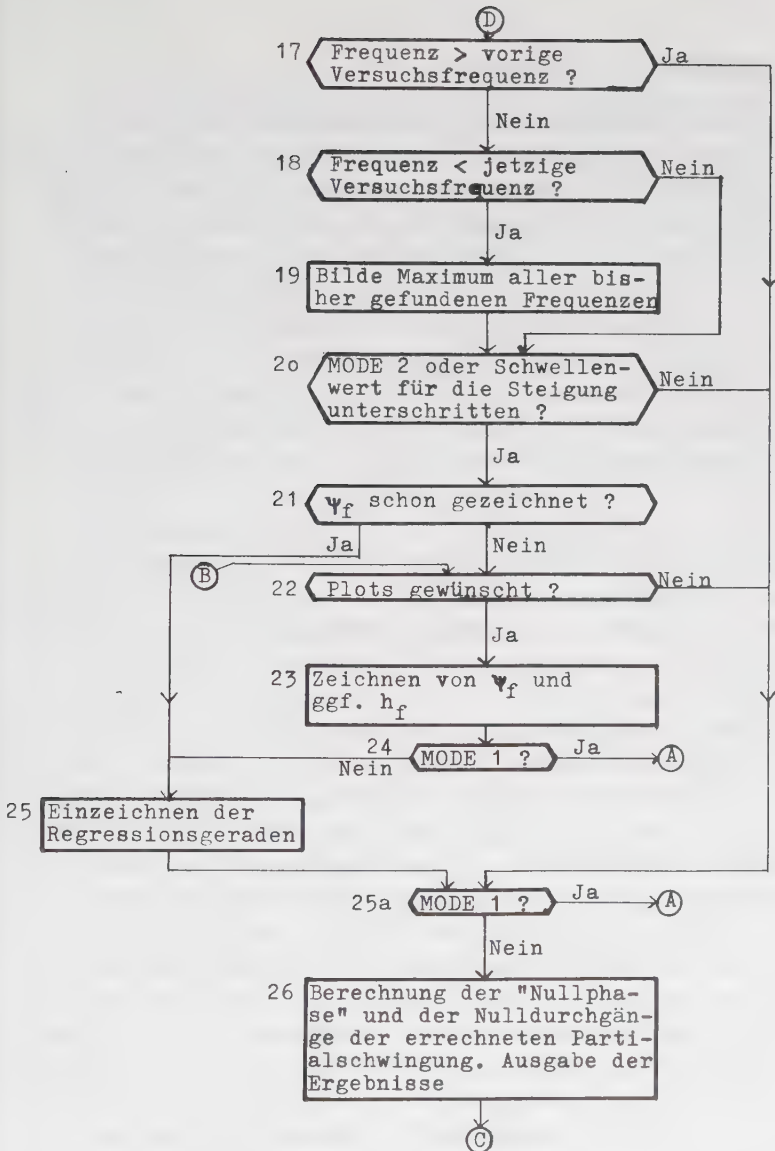


Abb. 4: Flußdiagramm des Frequenzanalyseprogramms



3.2 Programmablauf im Einzelnen

Nach den Initialisierungen in (1) (unter anderem Einrichten des Standardstatus gemäß Abschnitt 3.1) wird die erste Datenkarte eingelesen und ihr Code geprüft. Ist der Code `FREQ`, so wird ein Datenblock vom Eingabeband eingelesen und ausgewertet (Punkt (6) - (27), vgl. 3.1 (e)). Andernfalls ist der Code entweder `ENDE` (Abschn. 3.1 (f)) -dann wird der Programmablauf beendet (Pkt (4))- oder er verlangt eine Statusänderung des Programms (Abschn. 3.1 (a) - (d))- diese wird in Pkt (5) durchgeführt- oder der Code ist unzulässig, dies führt zu einer Fehlermeldung. In jedem Falle (außer Code `ENDE`) kehrt das Programm nach Erledigen der vom Code definierten Aufgabe nach (2) zurück, um die nächste Karte einzulesen.

Die Auswertung eines Datenblocks (Pkt (6) - (27)) geschieht wie folgt: Wenn der Benutzer die Zeitbereiche festlegt, in denen Ausgleichsgeraden bestimmt werden sollen (MODE 2, Abschn. 3.1 (a)), werden zunächst die Grenzen dieser Zeitbereiche von Datenkarten eingelesen (Pkt (6), (7)).

Sodann wird gemäß den Angaben auf der `FREQ`-Karte der auszuwertende Datenblock auf dem Eingabeband aufgesucht und eingelesen (Pkt (8)). Dabei kann auch "rückwärts" gesucht werden, d.h. der Datenblock darf auf dem Band vor dem zuletzt ausgewerteten stehen. Der Datenblock besteht, wie oben erwähnt, aus einem Identifikationsteil und maximal 1024 Festkomma-Zahlen, die durch Digitalisierung eines Abschnittes aus einem Pkg oder EKG entstanden sind ("Ausgangswerte"; in der Regel werden eine EKG-Ableitung und fünf Pkg-Kanäle parallel registriert). Die Plot-Routinen und das Rekonstruktionsprogramm benötigen die Ausgangswerte in Gleitkomma-Form; deswegen erfolgt im Bedarfsfalle eine Umwandlung der Festkomma-Zahlen in Gleitkomma-Zahlen. Anschließend werden je nach Wunsch des Benutzers die Ausgangswerte ausgedruckt, für das Rekonstruktionsprogramm auf Band geschrieben und/oder geplottet (Pkt (9)).

Ist der Datenblock ein EKG-Teil oder ist keine weitere Auswertung gewünscht (Abschn. 3.1 (a), MODE 0), so ist damit die Behandlung dieses Datenblocks beendet (Pkt (10)). Andernfalls wird er anhand verschiedener Versuchsperioden -entsprechend verschiedenen Versuchsfrequenzen- nach Partialschwingungen "durchgemustert" (Pkt (11) - (26)).

Aus der Theorie ergibt sich, daß man bei der Annäherung an den Fall $f = f_0$, d.h. abszissenparalleler Ausgleichsgerade, am besten von größeren zu kleineren Versuchsfrequenzen fortschreitet; denn der Störterm (s. Gl. 2.4.5.12) fällt mit $\frac{1}{f+f_0}$ ab, macht sich also bei $f > f_0$ weniger bemerkbar als bei $f < f_0$. Dementsprechend beginnen wir bei der "Durchmusterung" des Datenblocks bei einer kleinsten Versuchsperiode, um von da schrittweise bis zur größten Versuchsperiode aufzusteigen (die Versuchsperiode ist der Versuchsfrequenz umgekehrt proportional, siehe S. 35, Fußnote). Mit der Eingabe der kleinsten und größten Versuchsperiode (Abschnitt 3.1 (e)) legt der Benutzer den Frequenzbereich fest, in dem er das Signal nach Partialschwingungen abgesucht haben möchte (Pkt (11), (12)).

Die maximale Schrittweite NSTEP der Versuchsperioden wird vom Benutzer festgelegt (Abschn. 3.1 (e)). Bei dieser Schrittweite bleibt es auch im Falle MODE 1, also wenn das Programm nur Diagramme für die graphische Frequenzanalyse zeichnen soll; im Fall, daß das Programm selbst Frequenzen bestimmt (MODE 2 oder MODE 4) richtet sich die Wahl einer neuen Versuchsperiode danach, ob das Programm bei der jeweils vorhergehenden Versuchsperiode p Näherungswerte für Frequenzen (einen oder mehrere) gefunden hat (Fall a) oder nicht (Fall b). Im Falle b nimmt das Programm das nächste ganzzahlige Vielfache von NSTEP oberhalb p als neue Versuchsperiode, im Falle a diejenige Versuchsperiode, der der größte der gefundenen Näherungswerte als Versuchsfrequenz entspricht, höchstens jedoch den zum Fall b genannten Wert (Pkt (27)). Daß der größte der Näherungswerte zur Bestimmung der neuen Versuchsperiode herangezogen wird, ent-

spricht dem obengenannten Prinzip, die endgültigen Frequenzwerte von oben her anzunähern. Die geschilderte Weise, die Versuchsperioden zu bestimmen, stellt sicher, daß alle Vielfachen von NSTEP zwischen kleinster und größter Versuchsperiode als Versuchsperioden vorkommen. In der von DUDECK und SEBALD übernommenen Programmversion ist das nicht der Fall; wir haben diese Änderung durchgeführt, um stets Ergebnisse zu haben, die mit denen aus einer parallel erfolgten graphischen Frequenzanalyse gut vergleichbar sind.

Die Wahl von NSTEP durch den Benutzer kann bisher nur aufgrund von Erfahrungswerten getroffen werden. Je größer NSTEP ist, desto geringer ist der Bedarf an Rechenzeit, desto größer aber die Gefahr, daß Partialschwingungen der Analyse entgehen. Nach eigenen Erfahrungen sollte NSTEP nicht viel mehr als 10 % der kleinsten Versuchsperiode betragen.

Der erste Schritt des Programms nach Festlegung der Versuchsperiode ist die Berechnung der zugehörigen Phasenfunktion φ_f und Amplitudenfunktion h_f (Pkt (13)). Dabei ist natürlich die Integration (Abschn. 2.4.5) ersetzt durch eine Summation, da wir es im Computer mit einem diskreten und nicht mit einem kontinuierlichen Signal zu tun haben. Die Anzahl der Summanden ist die Versuchsperiode (daher die Einführung dieses Begriffs). Die so berechneten Werte werden je nach Wunsch des Benutzers (Abschn. 3.1 (d), (e)) für das Rekonstruktionsprogramm auf Band geschrieben und/oder ausgedruckt.

Der restliche Teil der Auswertung unterscheidet sich je nach dem vom Benutzer gewählten Modus (Pkt (14)).

Im Falle der Ausgabe für die graphische Auswertung (MODE 1) geschieht folgendes, falls der Benutzer nicht gemäß Ab-

schnitt 3.1 (b) das Erstellen von Plots unterdrückt hat (Pkt (22)):

Es wird das Phasenzzeitdiagramm und je nach Wunsch des Benutzers (Abschn. 3.1 (e)) das zugehörige Amplitudendiagramm gezeichnet (Pkt (23)) und dazu ein "Raster", bestehend aus ordinatenparallelen Geraden im Abstand von je einer Versuchsperiode. Dieses Raster stellt eine Hilfe für die graphische Auswertung dar. Sodann wird zur nächsten Versuchsperiode übergegangen (Pkt (27)).

Will der Benutzer die Berechnung der Frequenz-Näherungen vom Programm vornehmen lassen (MODE 2 oder 4, Abschn. 3.1 (e)), so werden jetzt der Reihe nach die einzelnen Ausgleichsgeraden und mit ihnen die Frequenznäherungswerte bestimmt. Die Auswahl der Zeitbereiche, für die die Geraden berechnet werden, erfolgt in beiden Modi unterschiedlich (Pkt (15), (16)): Im Falle MODE 2 hat der Benutzer die Zeitbereiche festgelegt (Abschn. 3.1 (a), (e)); das Programm hat ihre Anfangs- und Endpunkte in Pkt (7) eingelesen. In jedem dieser Zeitbereiche approximiert das Programm die Funktion ψ durch lineare Regression (Pkt (16)). Bei der automatischen Suche nach Linearitätsbereichen (MODE 4) durchsucht das Programm die Ausgangswerte von links nach rechts nach einem von DUDECK und v. EGIDY (1967) angegebenen Verfahren (Pkt (15), (16)). Auch hier ist die Ausgleichsgerade eine Regressionsgerade.

Bei beiden Modi wird sodann für jede ermittelte Regressionsgerade aus deren Steigung ein Näherungswert für eine Frequenz ermittelt (Pkt (16)) gemäß Gl. (2.4.5.14). Ist dieser Wert größer als die vorige Versuchsfrequenz (Pkt (17)), so wird er zunächst nicht weiter beachtet, weil er ja im bisherigen Verlauf der Durchmusterung schon erfaßt worden sein muß (wir nähern uns ja den einzelnen Frequenzwerten von oben); er wird aber mit den weiter unten erwähnten übrigen

Daten ausgedruckt (Sprung nach Pkt (25 a)). Andernfalls wird er zur Bildung des Maximums der gefundenen Näherungswerte herangezogen (Pkt (19)) (erforderlich für die richtige Wahl der nächsten Versuchsperiode, siehe oben); dies geschieht jedoch nur dann, wenn der Näherungswert nicht größer ist als die Versuchsfrequenz (Pkt (18)), weil man sonst Gefahr liefe, daß die nächste Versuchsperiode kleiner wäre als die jetzige - was wir ja vermeiden wollen.

Bei MODE 4 wird nunmehr (Pkt (20)) geprüft, ob der Absolutbetrag der Steigung der Regressionsgeraden den vorher festgelegten Schwellenwert (Abschn. 3.1 (d)) übersteigt; in diesem Fall wird die Gerade nicht gezeichnet (Sprung nach Pkt (25 a)). Ist das nicht der Fall oder erfolgt die Auswertung nach MODE 2 und hat der Benutzer die Erstellung von Plots nicht überhaupt unterdrückt (Abschn. 3.1 (b); Pkt (22); Sprung nach Pkt (25 a)), so wird jetzt das Phasenzeitdiagramm $\psi_f(t)$ und ggf. die Amplitudenhüllkurve $h_f(t)$ gezeichnet (Pkt (23)); dies unterbleibt, wenn diese Kurven schon für eine vorher berechnete Regressionsgerade gezeichnet wurden (Pkt (21)); die Regressionsgrade wird eingezeichnet und der Wert der Frequenznäherung dazugeschrieben (Pkt (25)). Nun wird noch die "Nullphase" der (noch hypothetischen) Partialschwingungen berechnet (Pkt (26)), das soll heißen, ihre Phasenlage zur Zeit 0 (das ist bis auf einen konstanten Faktor die Zahl γ in Gl. (2.2.8)). Jetzt kann die gefundene Näherung für die Frequenz mitsamt Anfangs- und Endabszisse und -Ordinate der Regressionsgeraden, Absolutwert der Steigung und "Nullphase" ausgedruckt werden (Pkt (26)).

Je nach Wahl des Benutzers (Abschn. 3.1 (c)) wird noch eine Karte mit Daten für das Rekonstruktionsprogramm (näheres in Abschnitt 4.) ausgestanzt. Die Rechnung endet für die betreffende Versuchsperiode mit der Bestimmung und dem Aus-

drucken der Nulldurchgänge der "Partialschwingung".
Man braucht diese, wenn man zwei gleichzeitig ablaufende
Partialschwingungen daraufhin prüfen will, ob sie in
Phase schwingen.

Sodann wird die ganze Rechnung für die nächste Versuchs-
periode (Pkt (27)) ausgeführt.
Die Rechenzeit beträgt durchschnittlich etwa 2 sec für
jede Versuchsperiode, also etwa 2 Minuten pro Block, wenn
man mit den Versuchsfrequenzen den Bereich von 1280 Hz
bis etwa 9 Hz erfaßt (beschränkt man sich in jedem Kanal
auf die jeweils interessierenden Frequenzen, so kommt es
zu einer erheblichen Reduzierung der Rechenzeit). Die für
die Plotter-Routinen benötigte Zeit ist in diesen Zahlen
nicht enthalten.

3.3 Ausblick

Obwohl das Programm schon praktisch eingesetzt wird, bedarf es noch vieler Verbesserungen. Insbesondere ist das Analyseverfahren insqfern noch nicht als automatisch zu bezeichnen, als jede Partialschwingung mit ihrer Frequenz-Näherung noch bei mehreren Versuchsperioden ausgedruckt wird und der Benutzer selbst denjenigen Frequenzwert aus-suchen muß, bei dem die Bedingung $f=f_0$ (Abschn. 2.4.5) am besten (und überhaupt hinreichend genau) angenähert ist. Dies ist, wie die praktische Erfahrung mit dem Programm lehrt, oft keineswegs leicht.

In folgenden Punkten wären nach meiner Ansicht Verbesserungen des Programms vorrangig anzustreben (bei Drucklegung dieser Arbeit zum Teil bereits verwirklicht):

- (a) automatische Korrektur der durch den Phasenfrequenz-gang der Filter (Abschn. 2.3) entstehenden Signalver-zerrung (die den am Schluß von Abschn. 3.2 erwähnten Phasenvergleich gleichzeitiger Partialschwingungen unmög-lich macht);
- (b) Automatisierung des oben erwähnten Aussuchens der Frequenzwerte;
- (c) automatische Festlegung der Schrittweite NSTEP für die Versuchsperioden: die Schrittweite sollte nicht konstant sein, sondern immer einen bestimmten Prozentsatz der letzten Versuchsperiode darstellen;
- (d) bei Auswertung nach MODE 4 bedient sich das Programm einer Reihe von Kriterien, um zu prüfen, ob in einem be-stimmten Bereich eine Ausgleichsgerade errechnet werden soll bzw. ob eine Ausgleichsgerade nach links oder rechts ver-längert werden kann; diese Kriterien könnten empirisch ver-bessert werden.

4. Rekonstruktion des Signals aus dem Ergebnis der Frequenzanalyse

4.1 Allgemeines

In Abschnitt 2.4.6 wurde erwähnt, daß man aus dem Ergebnis einer Frequenzanalyse das Originalsignal wiederherstellen kann, falls diese Frequenzanalyse richtig und vollständig ist, und daß man diesen Umstand zur Beurteilung des Analyseverfahrens heranziehen kann: Man braucht nur bei einer größeren Zahl von Signalen die Frequenzanalyse durchzuführen, die erhaltenen Partialschwingungen zusammensetzen und das so erhaltene Signal mit dem ursprünglichen zu vergleichen. Beide stimmen umso besser überein, je besser die Frequenzanalyse ist. Allerdings gestattet dieses Vorgehen nur mit Einschränkungen, den Wert eines Analyseverfahrens zu beurteilen, wie am Schluß von Abschnitt 4.3 erläutert wird.

Wenn man in einer größeren Zahl von Fällen das Originalsignal mit seiner Rekonstruktion vergleichen will, ist es vorteilhaft, neben den Schaubildern beider Signale auch eine Maßzahl für ihre Übereinstimmung zur Hand zu haben. Hierzu bietet sich der Quotient

$$(4.1.1) \quad g_x = \frac{E_x}{E_r}$$

an, wobei E_x die Energie des Originalsignals x ist und E_r die Energie des Restes r , der übrigbleibt, wenn man die Rekonstruktion $\hat{x}$ vom ursprünglichen Signal abzieht: $r = x - \hat{x}$. Unter der Energie eines Signals $x(t)$, t aus J , versteht man in der Übertragungstheorie den Ausdruck (FISCHER 1969, S. 23):

$$(4.1.2) \quad E_x = \int_J x^2(t) dt$$

Den Quotienten g_x bezeichnen wir der Kürze halber einfach als "Güte" (erg. der Frequenzanalyse), ohne dabei zu übersehen, daß einerseits diese Maßzahl ein etwas problematisches Maß der Übereinstimmung der beiden Signale ist, weil der Vergleich von Energien keine eindeutigen Schlüsse auf die Übereinstimmung im Gehalt an Partialschwingungen zuläßt, und daß andererseits die Übereinstimmung der Signale -wie unten näher ausgeführt wird- kein direktes Maß für die Güte der Frequenzanalyse darstellt. - Eine Verwechslung des hier eingeführten Begriffes mit dem Begriff der "Güte" eines statistischen Tests ist wohl nicht zu befürchten.

Ist $\hat{x}$ die Rekonstruktion des Signals x aus dem Ergebnis der Frequenzanalyse, so enthält der Rest $r = x - \hat{x}$ nur solche Partialschwingungen, die bei der Analyse von x nicht (oder mit falscher Amplitude, bzw. Frequenz) ermittelt wurden. Analysiert man nun auch r , so kann man damit die vorausgegangene Analyse von x gewissermaßen auf Vollständigkeit prüfen bzw. nachträglich vervollständigen. Ist $\hat{r}$ die Rekonstruktion von r aus dem Ergebnis der Analyse, so gilt:

$$(4.1.3) \quad g_x = \frac{E_x}{E_r} = \frac{E_x}{E_{x-\hat{x}}} ; g_r = \frac{E_r}{E_{r-\hat{r}}}$$

Nimmt man zu den bei der Frequenzanalyse von x gefundenen Partialschwingungen noch die bei der Analyse von r gefundene hinzu, so hat man damit eine neue Frequenzanalyse von x , von der man annehmen kann, daß sie besser (vollständiger) ist als die erste. Die zugehörige Rekonstruktion von x ist $\hat{x}' = \hat{x} + \hat{r}$ und die Güte:

$$(4.1.4) \quad g'_x = \frac{E_x}{E_{x-\hat{x}'}} = \frac{E_x}{E_{x-\hat{x}-\hat{r}}} = \frac{E_x}{E_{r-\hat{r}}} = \frac{E_x}{E_r} \cdot \frac{E_r}{E_{r-\hat{r}}} = g_x \cdot g_r$$

Schlagwortartig ausgedrückt bedeutet das: Bei nacheinander erfolgender mehrfacher Analyse multiplizieren sich die zugehörigen Güten.

Im folgenden Abschnitt wird ein Programm beschrieben, das die Rekonstruktion eines Signals durchführt und das Ergebnis mit dem Originalsignal vergleicht - insbesondere für die Frequenzanalysen, die mit dem in Abschnitt 3 beschriebenen Programm erfolgt sind. Eingegeben wird auf Magnetband das Originalsignal und die Werte der Amplitudenfunktion h_f sowie auf Lochkarten für jede Partialschwingung die folgenden Daten: Patientenkenziffer und Blocknummer des Originalsignals auf dem Eingabeband für das Frequenzanalyseprogramm zur Identifikation des Signals; Blocknummern des Originalsignals und der Amplitudenfunktion auf dem Eingabeband; Blocklänge (Anzahl Punkte); Digitalisierungsintervall; Frequenz; "Nullphase" (Abschn. 3.2); Anfangs- und Endpunkt der Partialschwingung und ihre apparative Verzögerung (Abschn. 3.3 (a)).

Das Frequenzanalyseprogramm liefert die Eingabedaten auf Wunsch des Benutzers in der erforderlichen Form (vgl. Abschnitt 3.2).

Das Rekonstruktionsprogramm generiert aus diesen Daten die Partialschwingungen, superponiert sie und erhält so die Rekonstruktion $\hat{x}$ des ursprünglichen Signals x . Die Differenz r wird berechnet und auf Magnetband ausgegeben, um sie einer neuerlichen Frequenzanalyse zugänglich zu machen. Die Güte der Frequenzanalyse wird berechnet.

Im Ausdruck erscheinen die oben beschriebene Identifikation des Signals, das Digitalisierungsintervall, die Energien des Ursprungssignals und des Restes, die Güte,

sowie eine Auflistung der Partialschwingungen nach Frequenzen und ihren Zeitbereichen. Um eine visuelle Beurteilung zu ermöglichen, werden außerdem folgende Kurven gezeichnet: das Originalsignal x , die einzelnen Partialschwingungen, die Rekonstruktion $\hat{x}$, der Rest r und schließlich der ermittelte Frequenzverlauf.

4.2 Programmbeschreibung (vgl. Abb. 5)

Wie im vorigen Abschnitt schon erwähnt, liest das Programm zu jeder Partialschwingung eine Datenkarte ein (Pkt (1)). Durch Vergleich der darauf enthaltenen Blockidentifikation mit der zuletzt eingelesenen (Pkt (2)) erkennt es, ob diese Partialschwingung noch zu dem zuletzt eingelesenen Datenblock gehört oder nicht. Im letzteren Fall wird zunächst die Bearbeitung des letzten Blockes abgeschlossen (Pkt (4) bis (7)) - falls überhaupt schon ein Block eingelesen wurde (Pkt (3)).

Die Bearbeitung des neuen Signals beginnt (Pkt (9)) mit dem Einlesen des Originalsignals vom Eingabeband anhand der auf der Datenkarte gefundenen Blocknummer. Das arithmetische Mittel der Werte des Signals wird als mittlerer Pegel ohne Informationsgehalt abgezogen und das Signal gezeichnet. Sodann (Pkt (10)) werden Identifikation, Digitalisierungsintervall und Energie des Originalsignals ausgedruckt.

Die Amplitudenfunktion h_f wird anhand der eingelesenen Blocknummer vom Eingabeband eingelesen. Es erfolgt nunmehr die Erzeugung der Partialschwingung: hierzu wird eine harmonische Schwingung mit der eingelesenen Frequenz und "Nullphase" berechnet und mit der Amplitudenfunktion h_f amplitudenmoduliert.

Als dann wird die nächste Datenkarte eingelesen (Pkt (1)). Bezieht sich diese noch auf dasselbe Signal (Pkt (2)), so wird zunächst (Pkt (11)) geprüft, ob eine neue Amplitudenfunktion h_f eingelesen werden muß (zu jeder Versuchsfrequenz gehört ja eine eigene Amplitudenfunktion, und in der Regel werden verschiedene Partialschwingungen verschiedenen Ver-

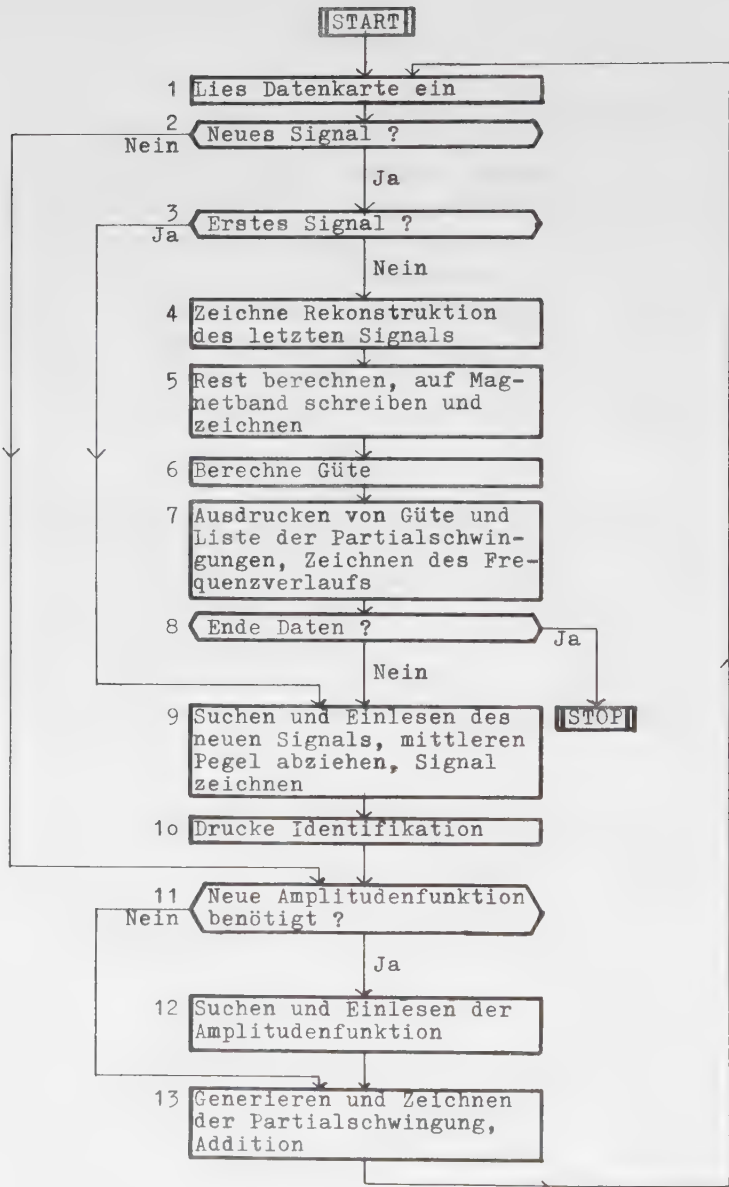


Abb. 5: Flußdiagramm des Rekonstruktionsprogramms

suchsfrequenzen entsprechen); das Programm erkennt dies an der von der Datenkarte eingelesenen Versuchsperiode. Ist ggf. h_f eingelesen (Pkt (12)), erfolgt die Erzeugung der Partialschwingung in der beschriebenen Weise (Pkt (13)).

Die so erhaltenen Partialschwingungen werden aufsummiert. Dieses Spiel wiederholt sich so lange, bis eine Datenkarte eingelesen wird, die sich auf ein neues Signal bezieht (oder zum Zeichen des Daten-Endes die Block-Nummer 0 enthält). Dann ist die berechnete Summe der Partialschwingungen die Rekonstruktion des Originalsignals. Sie wird gezeichnet (Pkt (4)); der Rest wird durch Subtraktion der Rekonstruktion vom Originalsignal berechnet, auf Magnetband geschrieben (um ihn wiederum der Frequenzanalyse unterwerfen zu können) und gezeichnet (Pkt (5)).

Schließlich wird noch die Güte berechnet (Pkt (6)) und mit-samt einer Liste der Partialschwingungen ausgedruckt; als letztes wird der Frequenzverlauf gezeichnet (Pkt (7)).

Hat das Programm damit das Ende der eingegebenen Datenkarten noch nicht erreicht (Pkt (8)), so fährt es mit dem Einlesen des nächsten Originalsignals fort (Pkt (9)).

4.3 Erste Ergebnisse

Eine abschließende Beurteilung unseres Frequenzanalyseverfahrens vom Gesichtspunkt der Rekonstruierbarkeit der Signale ist noch nicht möglich, weil hierzu noch eine größere Anzahl von Herztönen einer Frequenzanalyse mit nachfolgender Rekonstruktion unterworfen werden müßten.

Bei der Analyse von zehn ersten Herztönen eines Probanden ergaben sich zwischen den einzelnen Kanälen bemerkenswerte (angesichts des kleinen Materials noch nicht in befriedigender Weise begründbare) Unterschiede in den Güten der Frequenzanalysen.

Im Kanal T stehen sehr gute Ergebnisse (Abb. 6) neben sehr schlechten (Abb. 7, hier wurde das Zeitintervall von etwa 100 msec bis 160 msec vom Analyseprogramm nicht erfaßt). Recht gut ist dagegen in der Regel die Übereinstimmung zwischen Signalen aus Mo und ihrer Rekonstruktion (Abb. 8 und 9). In M1 findet man oft überlagerte Schwingungen; wahrscheinlich sind deshalb die Analysen meist nicht sehr befriedigend (Abb. 10 und 11). Noch schlechter sind die Resultate bei Signalen aus M 2 (Abb. 12 und 13). Für H schließlich erhielten wir lauter praktisch unbrauchbare Analysen (Abb. 14 und 15); dies mag zum Teil daran liegen, daß wir mit unseren Versuchsfrequenzen nur einen Bereich bis 1280 Hz überdeckt haben, während die im Signal erkennbaren Frequenzen teilweise erkennbar höher liegen. Die nachstehende Tabelle gibt eine zahlenmäßige Übersicht über diese Verhältnisse.

	T	Mo	M1	M2	H
Mittelwert der Güten	3,36	6,05	3,48	2,98	1,47
Standardabweichung σ	2,34	3,13	0,41	0,84	0,37
Anteil der Analysen mit Güte $\geq 3,50$ in %	40	90	30	30	0

Die stichprobenartig durchgeführte Frequenzanalyse des Restes bei sieben Signalen (einem aus T sowie je zweien aus Mo, M1, M2 und H) ergab keine zusätzlichen Partial-schwingungen.

Wenn sich diese Ergebnisse an einer größeren Zahl von Herztönen verschiedener Probanden bestätigen, kann man schlußfolgern, daß das Analyseverfahren im Kanal Mo in der Regel mathematisch befriedigende Zerlegungen der Ursprungssignale in Partial-schwingungen liefert.

Wie in Abschnitt 2.4.6 schon angedeutet, ist eine solche Zerlegung im allgemeinen nicht eindeutig, d.h. neben einer Zerlegung

$$(4.3.1) \quad x(t) = \sum_{i=1}^k a_i(t) \cos(\omega_i t + \delta_i)$$

eines Signals $x(t)$ in Partial-schwingungen kann durchaus eine zweite existieren:

$$(4.3.2) \quad x(t) = \sum_{j=1}^l b_j(t) \cos(\omega_j^* t + \delta_j^*)$$

wobei l von k , die b_j von den a_i , die ω_j^* von den ω_i und die δ_j^* von den δ_i verschieden sind.

Ein sehr einfaches Beispiel möge diese Aussage belegen:

Sind $f_1, f_2 > 0$, $f_1 \neq f_2$, so kann das Signal

$$(4.3.3) \quad x(t) = \sin 2\pi f_1 t + \sin 2\pi f_2 t \quad \left(|t| < \frac{1}{2\pi |f_1 - f_2|} \right)$$

- hier als Summe zweier Partial-schwingungen geschrieben - auch dargestellt werden als einzige Partial-schwingung:

$$(4.3.4) \quad x(t) = a(t) \sin \pi (f_1 + f_2) t$$

mit $a(t) = 2 \cos \pi (f_1 - f_2) t$, wie man jeder Formelsammlung über die trigonometrischen Funktionen entnehmen kann.

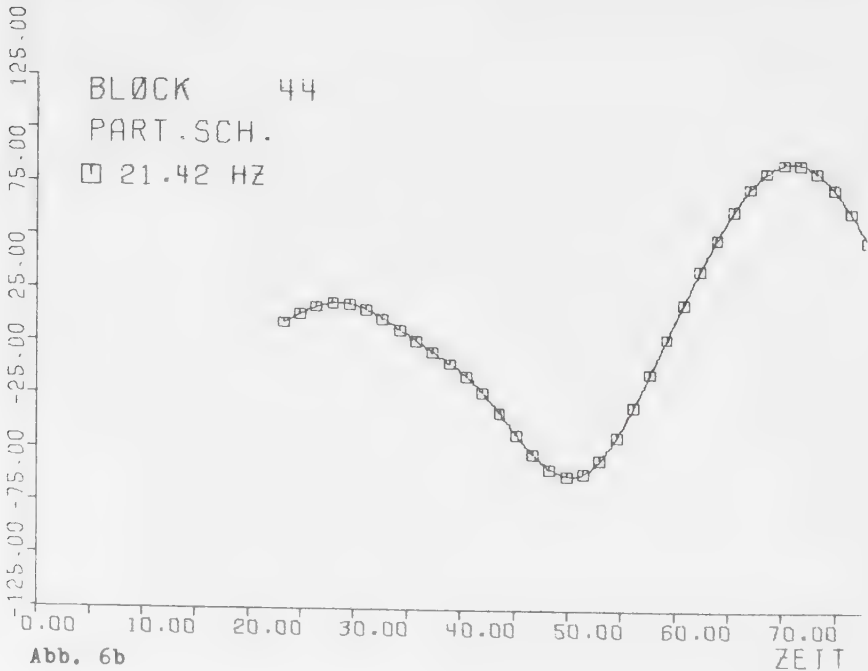
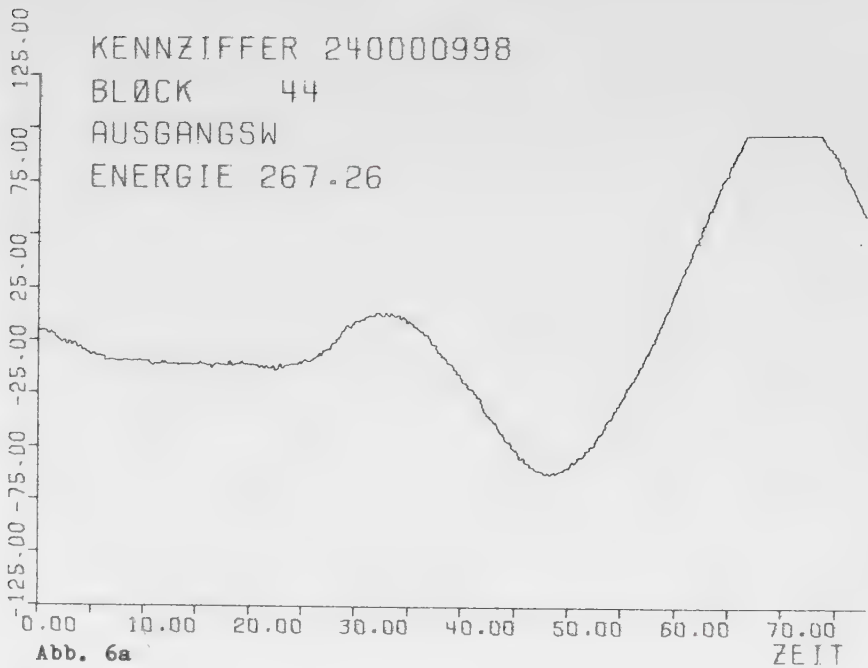
In Abschnitt 2.4.6 wurde schon hervorgehoben, daß man empirisch festgelegte Kriterien einführen muß, um sicherzustellen, daß die errechnete Zerlegung die physikalischen Verhältnisse bei der Entstehung der Herztöne widerspiegelt.

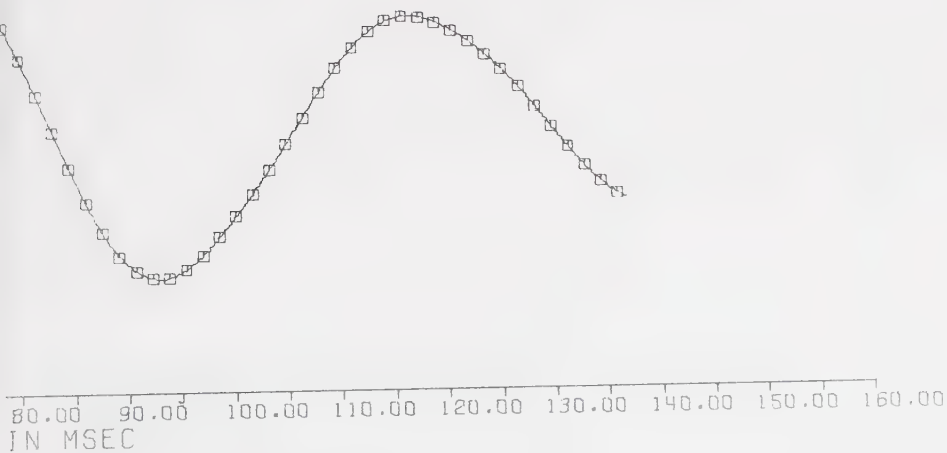
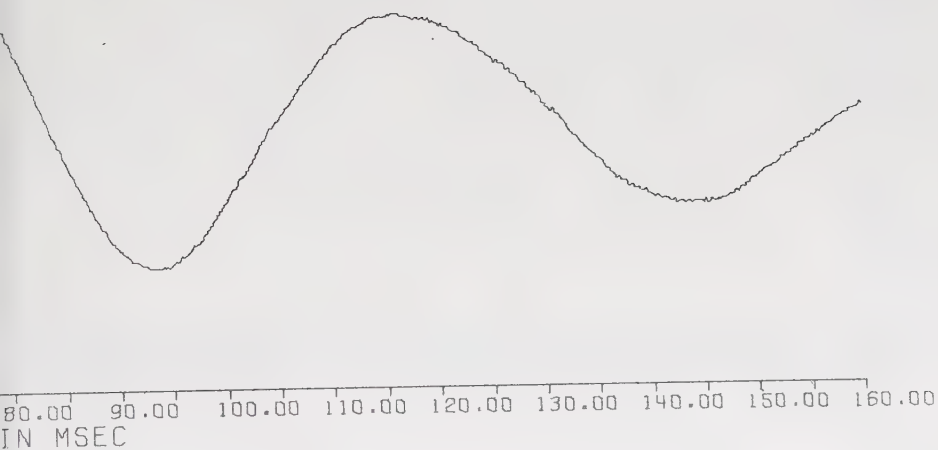
Wenn es gelingt, solche Kriterien zu finden und das Analyseverfahren so zu modifizieren, daß die mit ihm ermittelten Zerlegungen in einem hohen Prozentsatz diese Kriterien erfüllen und außerdem im oben erwähnten Sinne mathematisch befriedigend sind, so kann die in Abschnitt 1 formulierte Aufgabe als gelöst gelten. Wird eine größere Zahl von Herztönen so ausgewertet, so ist die Hoffnung berechtigt, aus dem anfallenden Material einerseits Hinweise auf den physikalischen Entstehungsmechanismus der Herztöne zu finden und andererseits neue diagnostische Kriterien für die kardiologische Klinik zu gewinnen; ein weiterer Schritt wäre dann der zu einer computerunterstützten Diagnostik von Herzkrankheiten aus dem Phonokardiogramm.

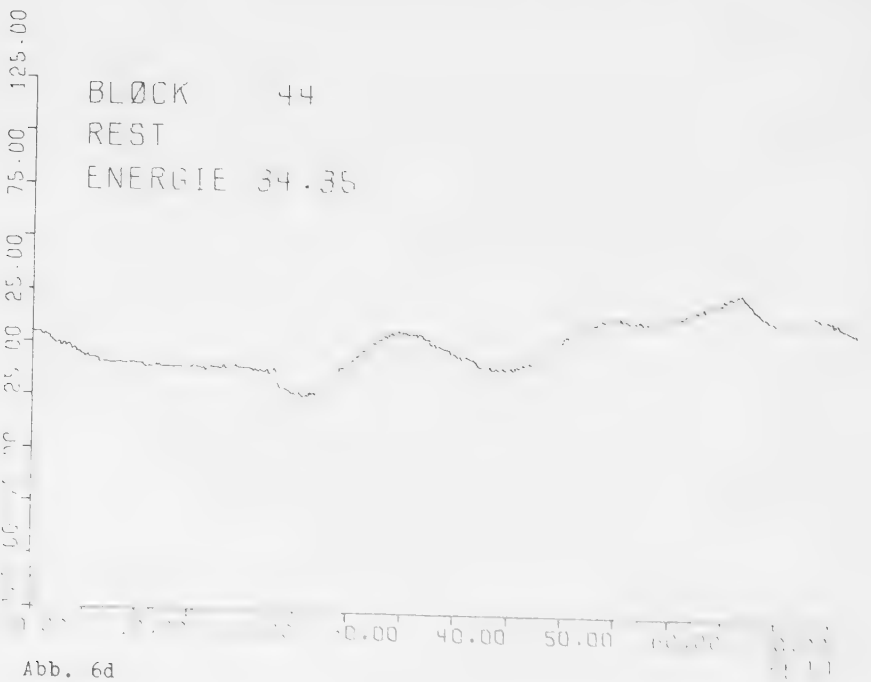
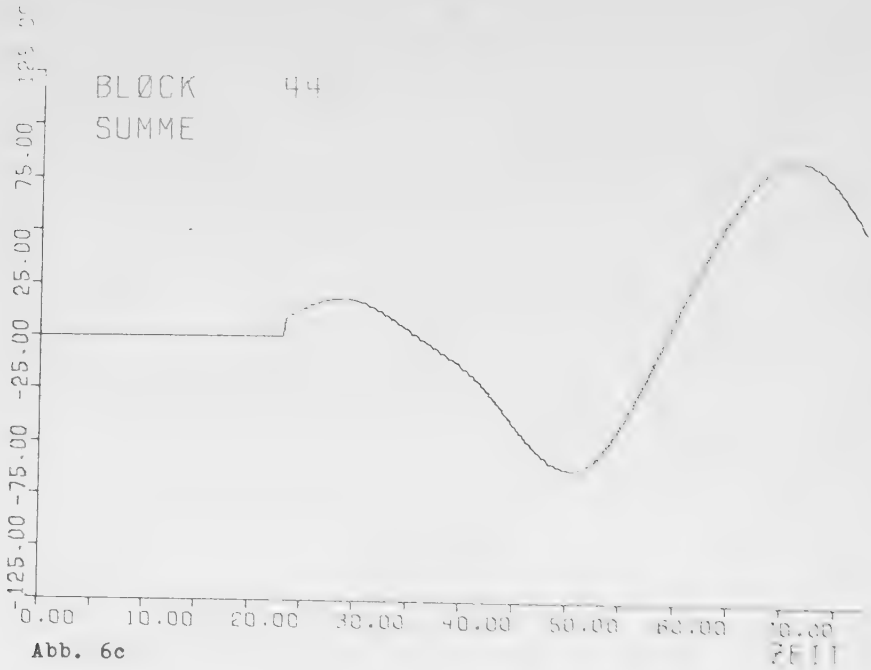
Legende zu Abb. 6-15:

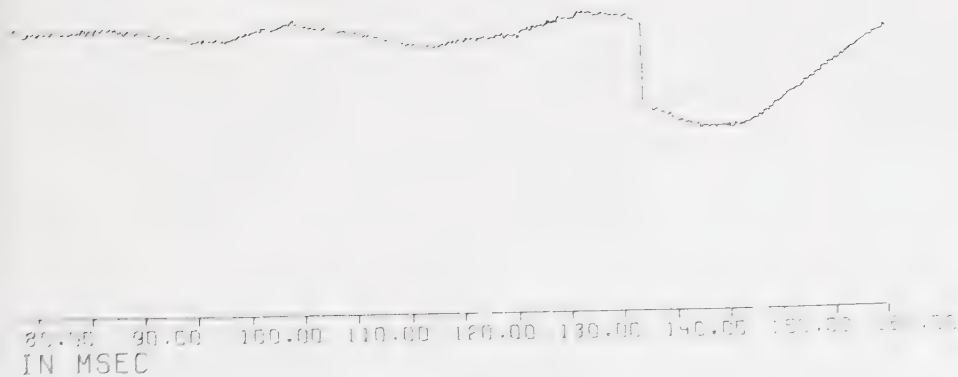
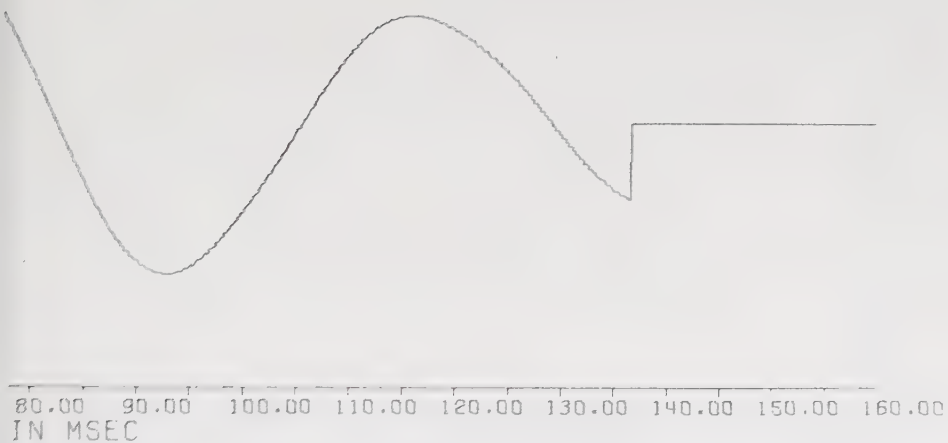
- (a) = Originalsignal
- (b) = vom Frequenzanalyseprogramm ermittelte Partialschwingungen
- (c) = Rekonstruktion des Signals aus den in (b) gezeichneten Partialschwingungen
- (d) = Restschwingungen (Originalsignal abzüglich Rekonstruktion)
- (e) = Frequenzverlauf nach dem Ergebnis der Frequenzanalyse
Ordinate: Frequenz in Herz

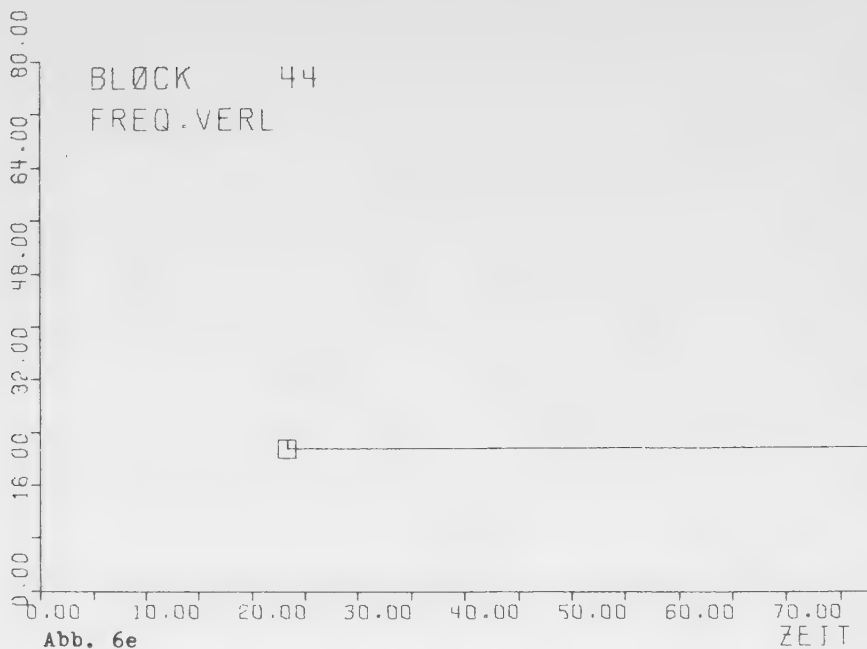
Abb. 6	Signal aus T	, Güte 7.78
Abb. 7	Signal aus T	, Güte 1.39
Abb. 8	Signal aus Mo	, Güte 4.73
Abb. 9	Signal aus Mo	, Güte 3.94
Abb. 10	Signal aus M1	, Güte 3.23
Abb. 11	Signal aus M1	, Güte 2.97
Abb. 12	Signal aus M2	, Güte 3.31
Abb. 13	Signal aus M2	, Güte 2.79
Abb. 14	Signal aus H	, Güte 1.40
Abb. 15	Signal aus H	, Güte 1.68

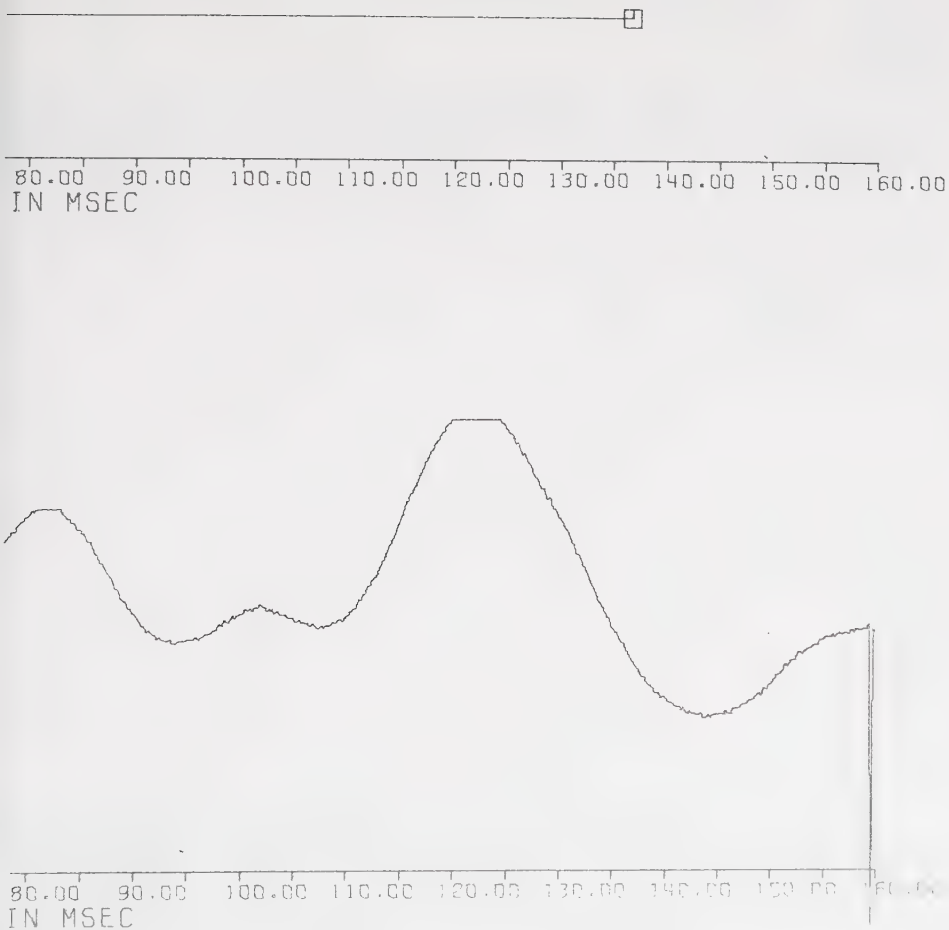


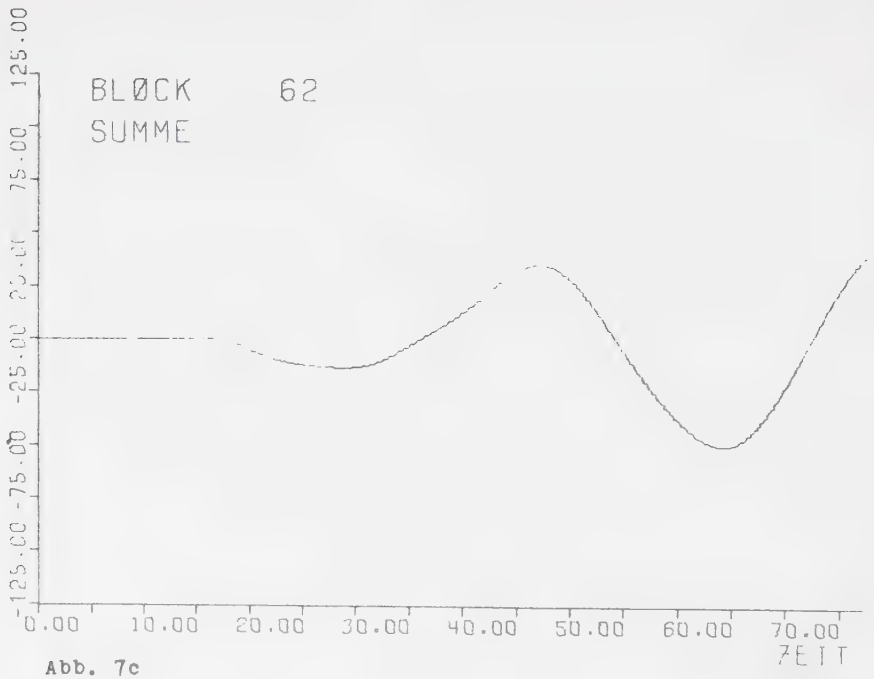
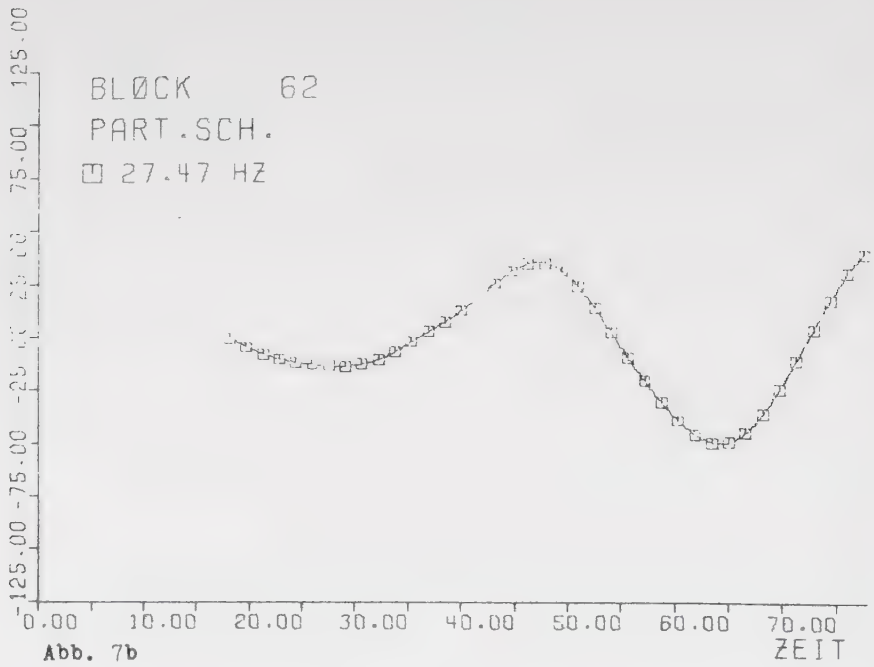










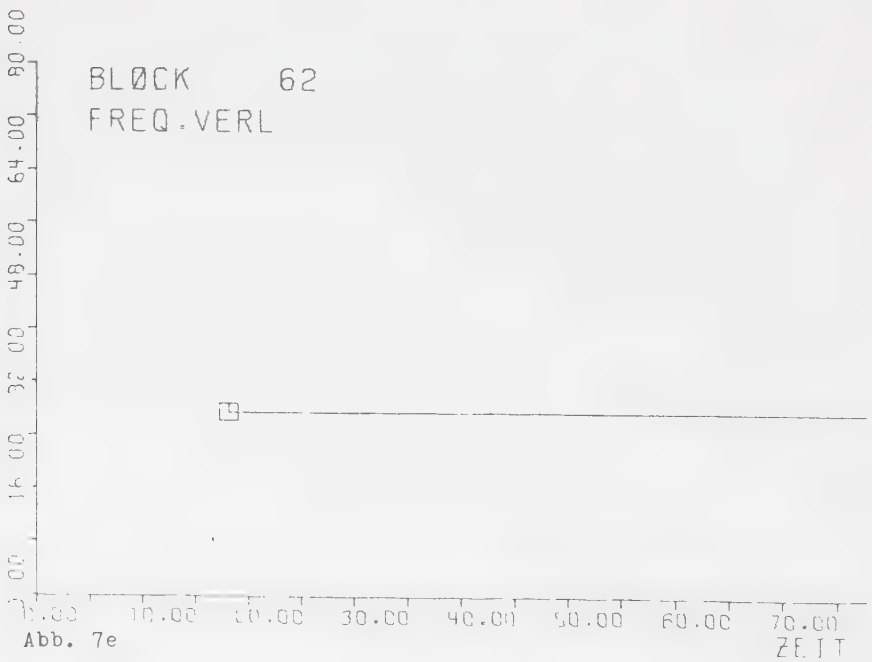
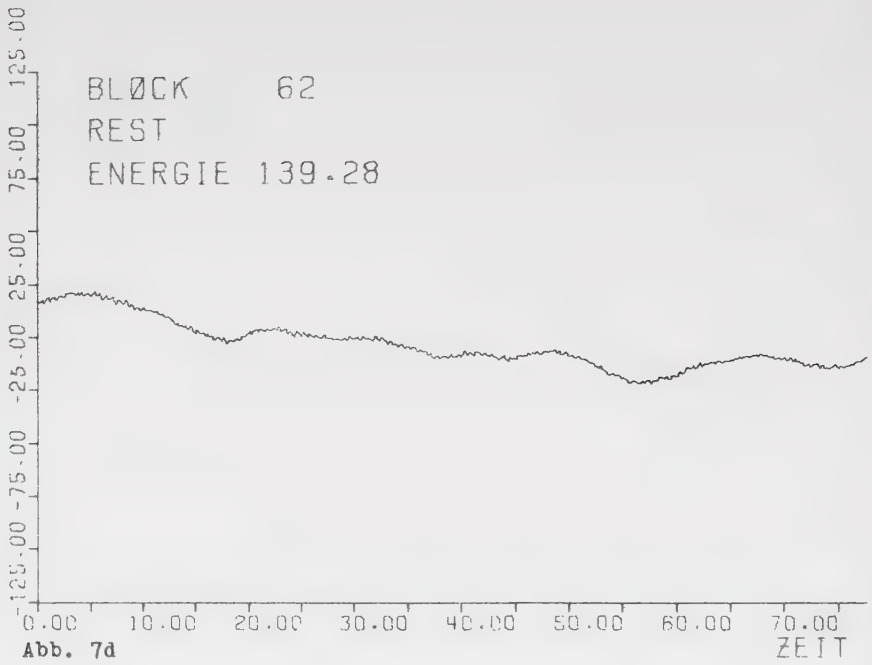


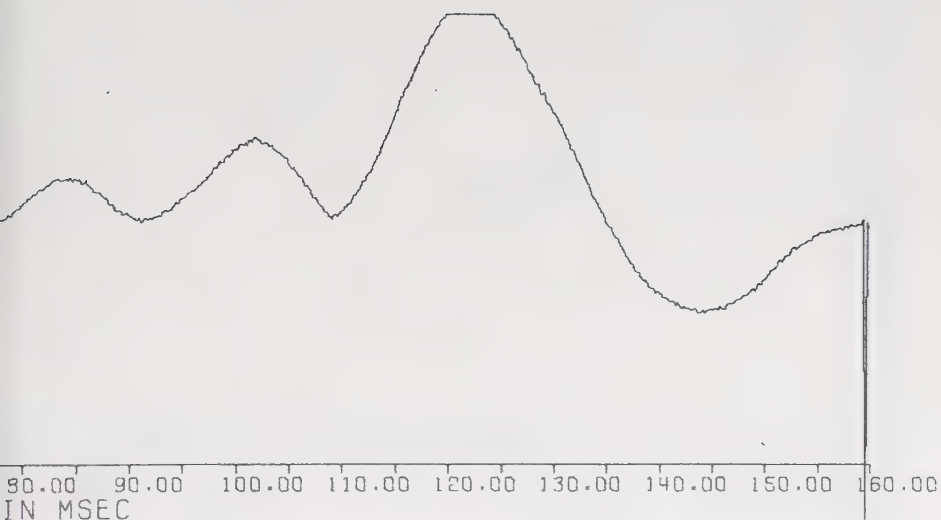


80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC



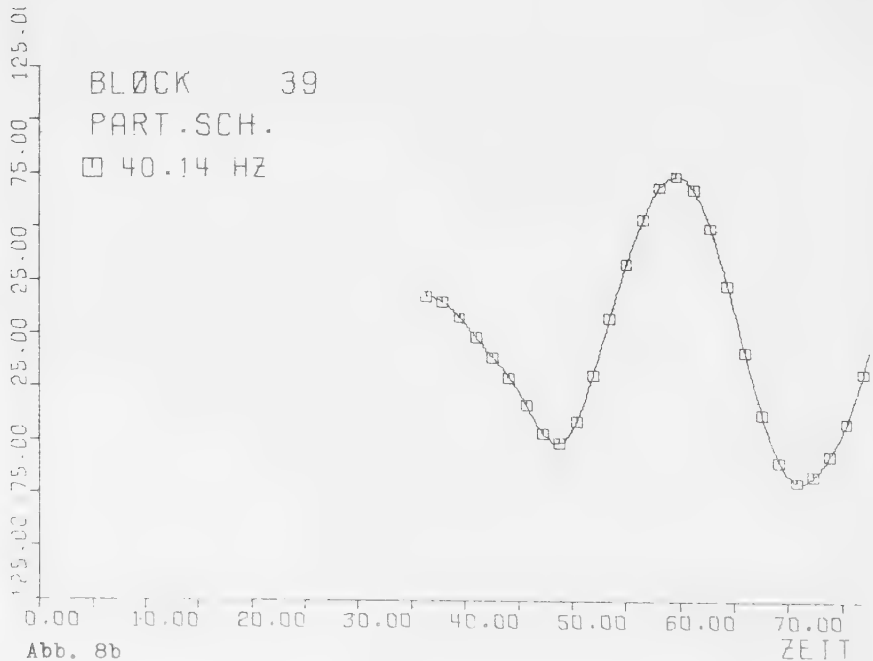
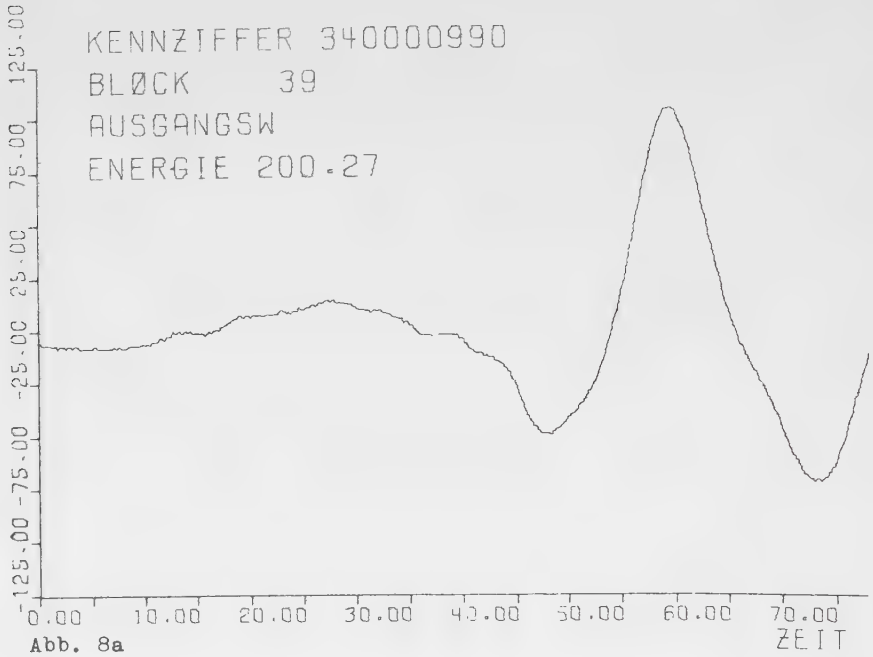
0.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC

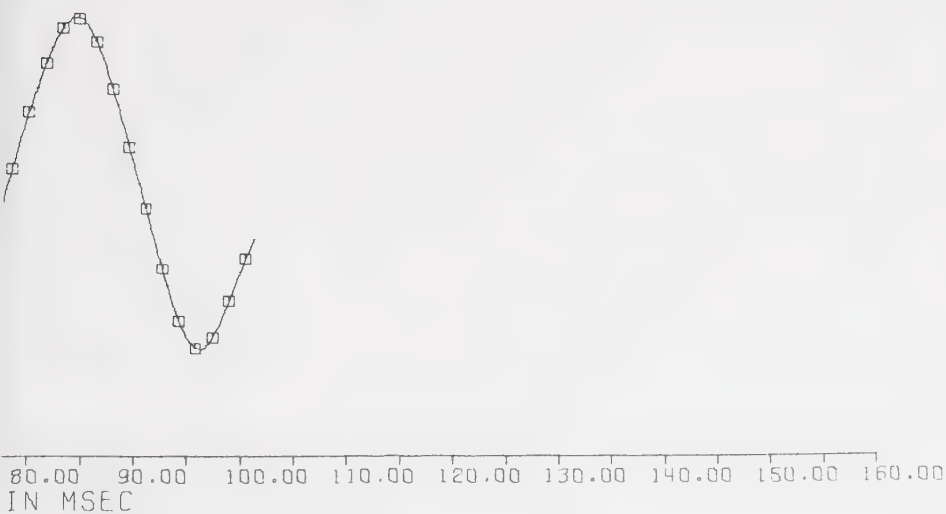
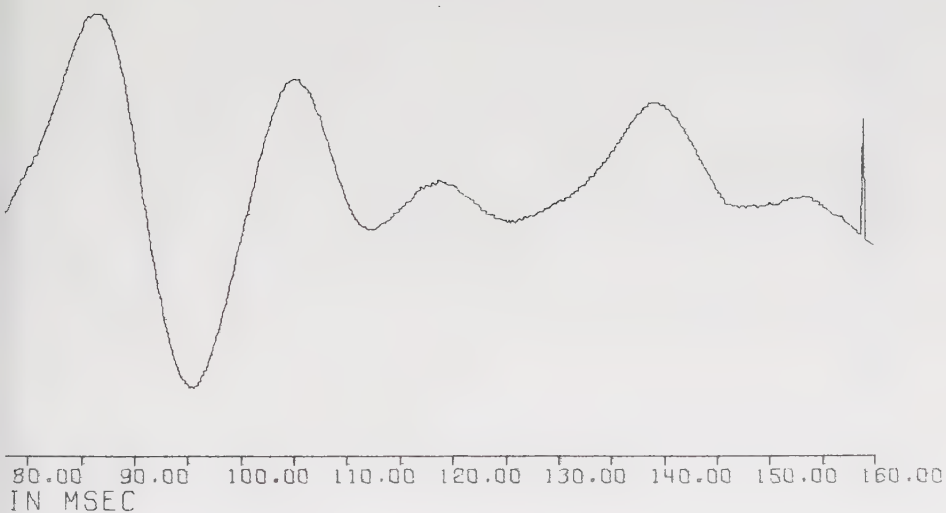


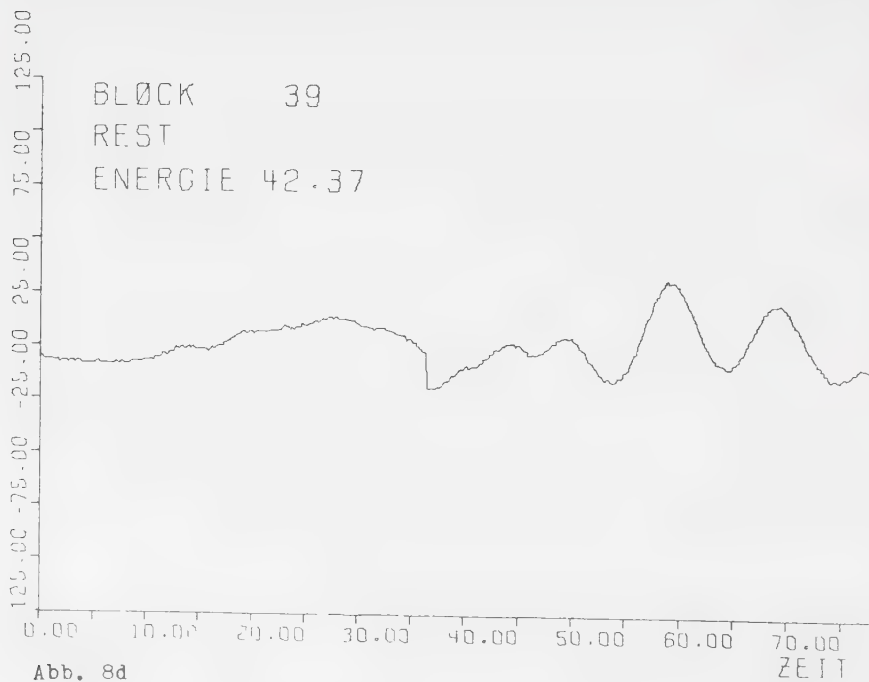
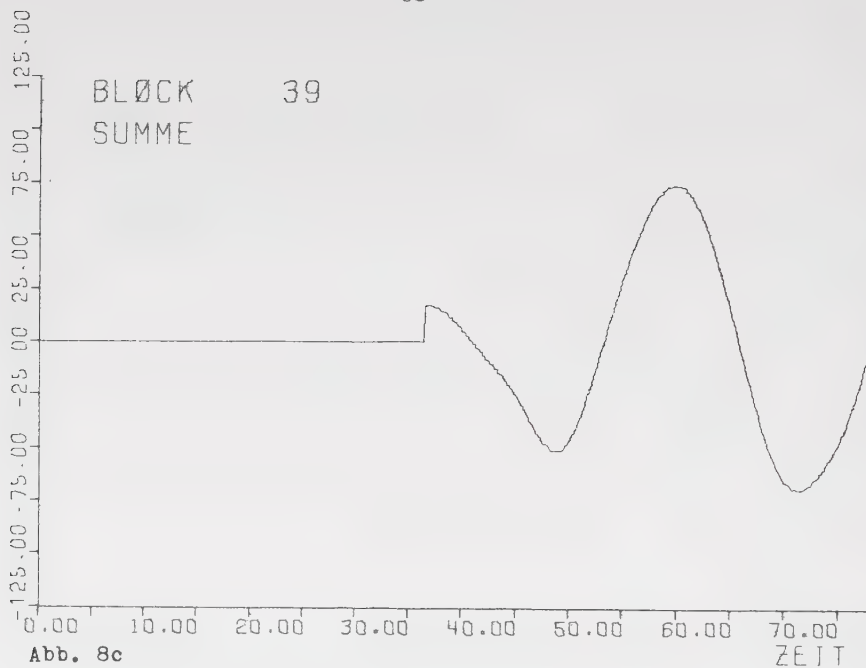


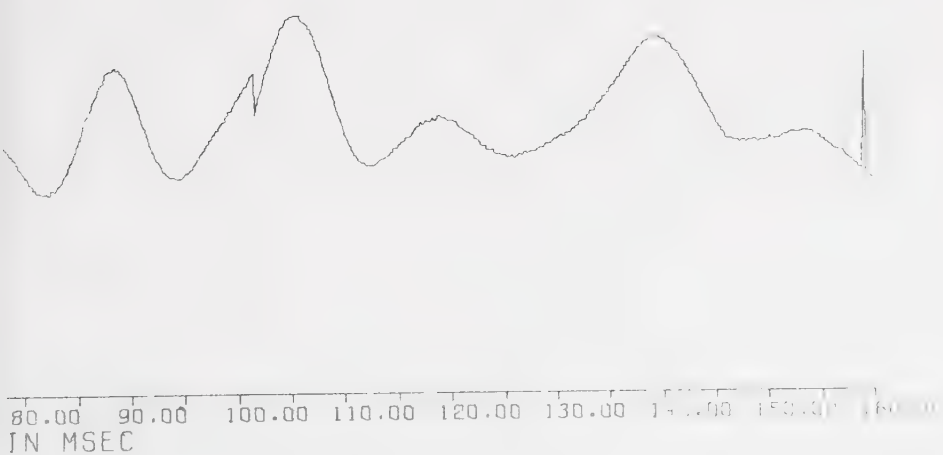
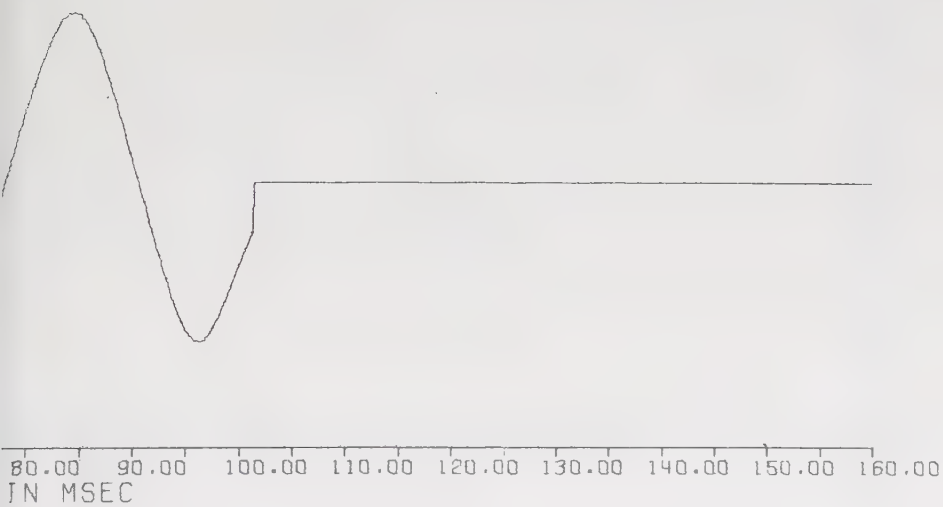
□

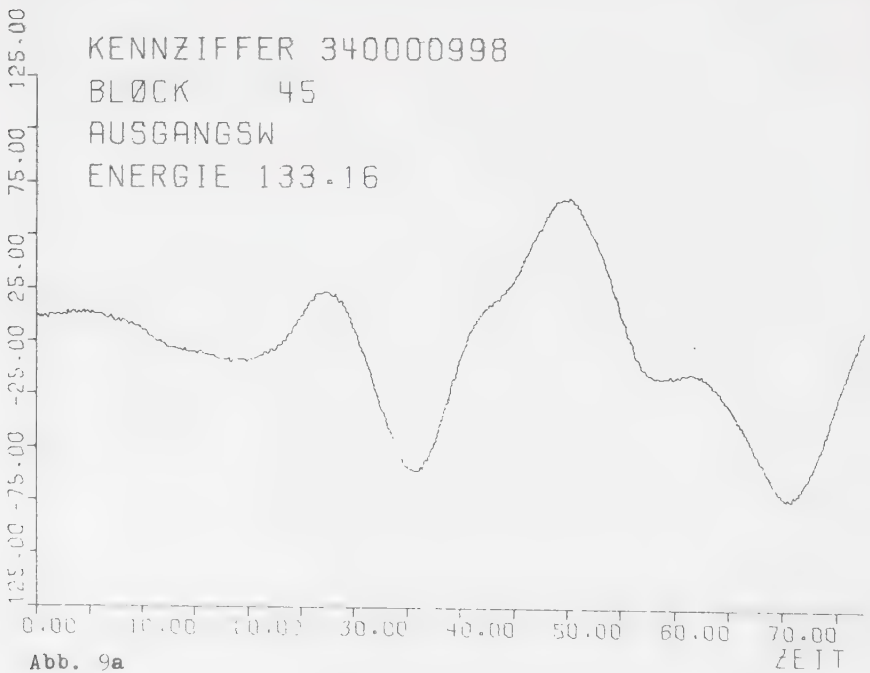
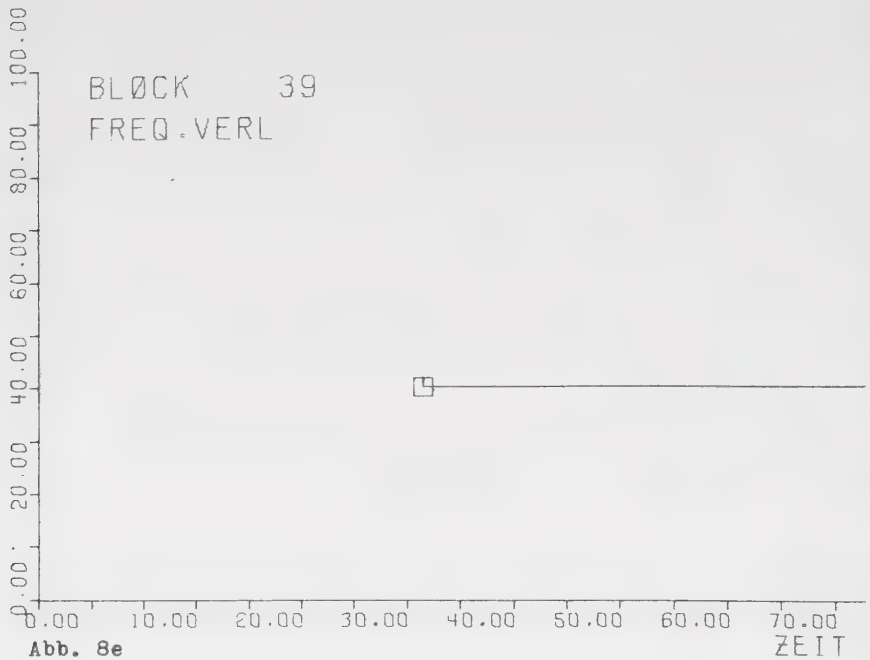
IN MSEC





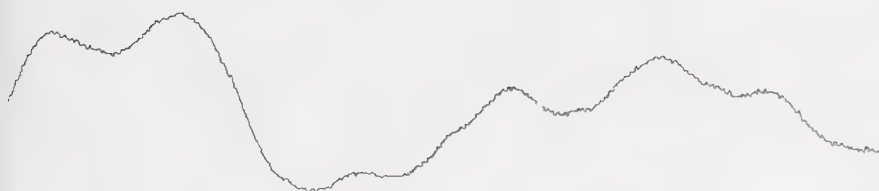




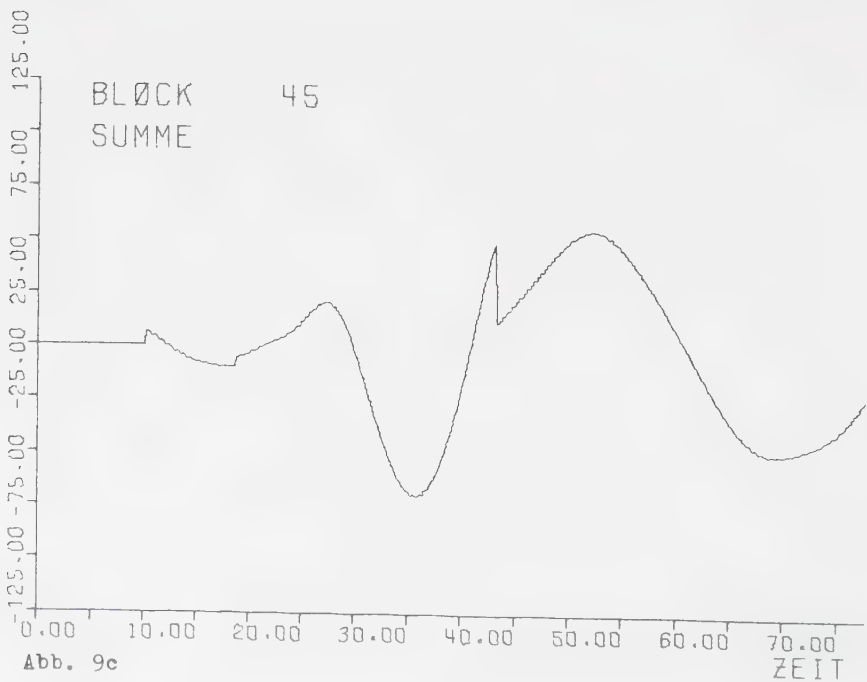
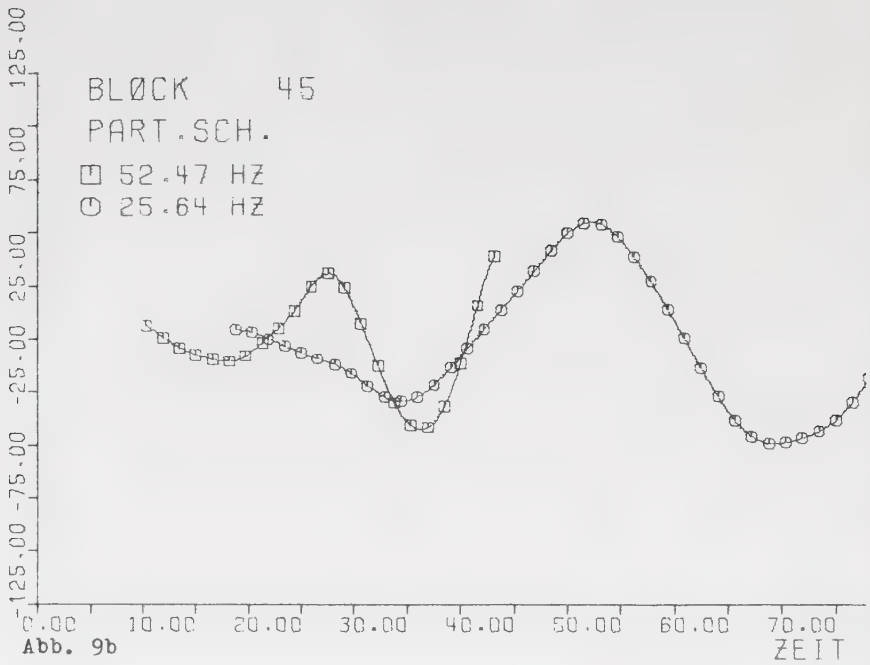




80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC



80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC

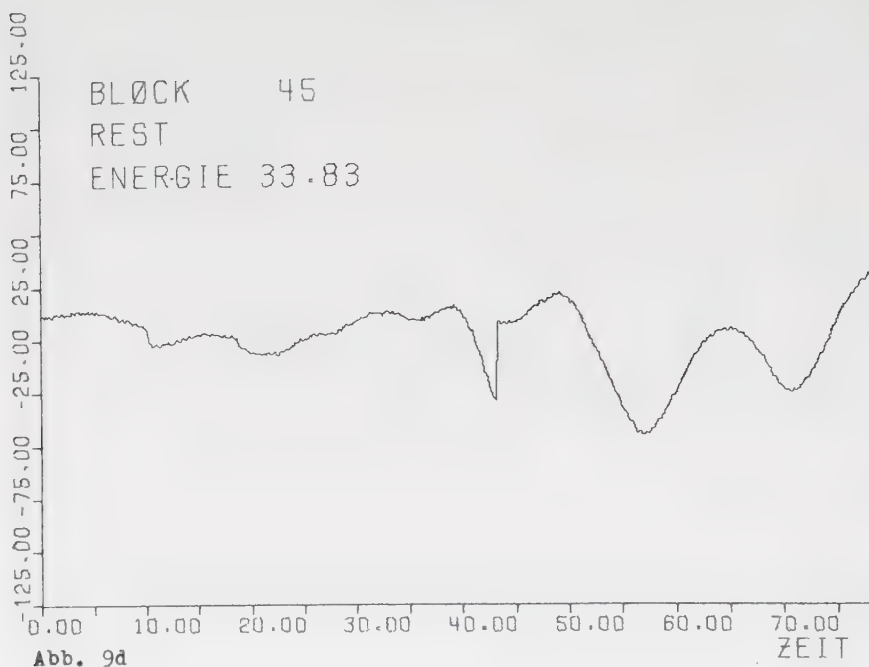


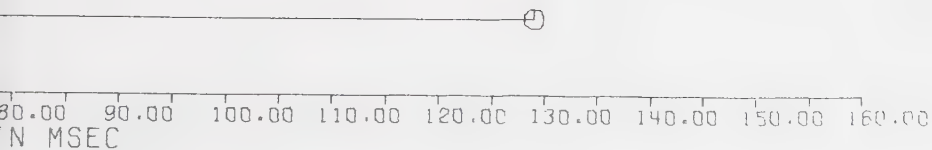
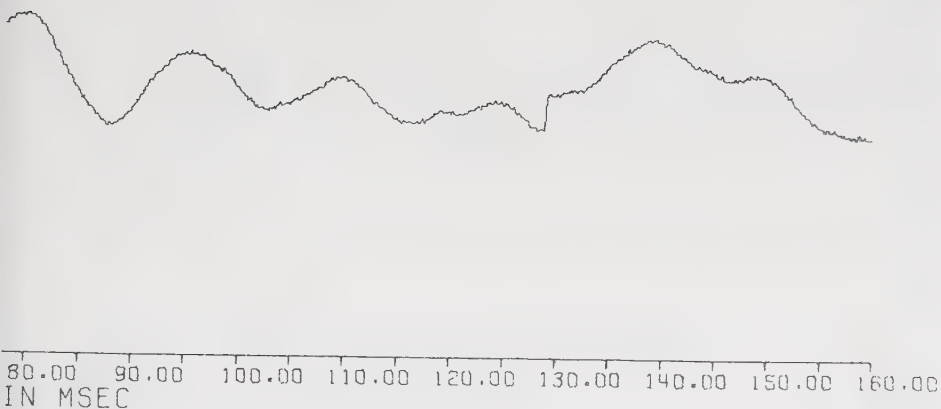


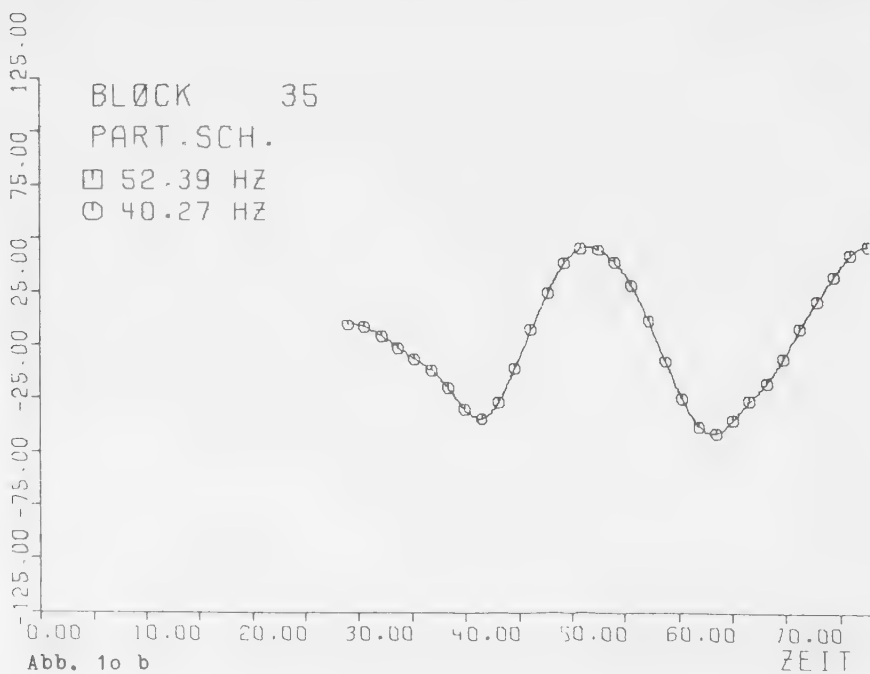
80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC

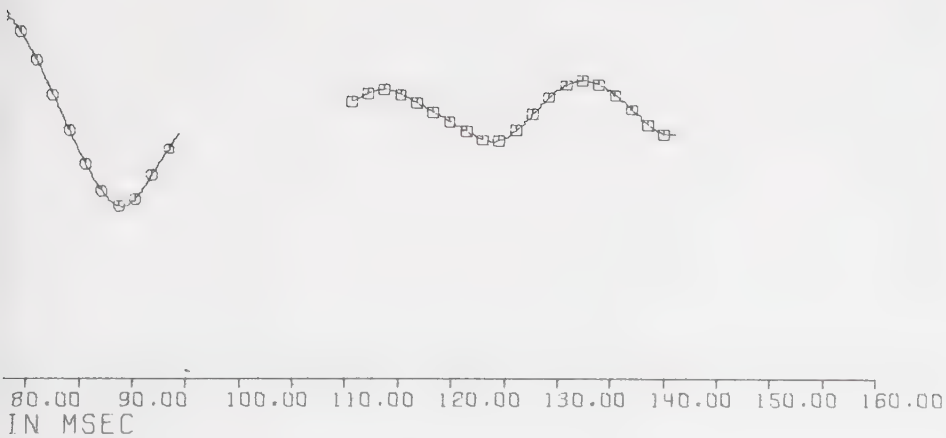
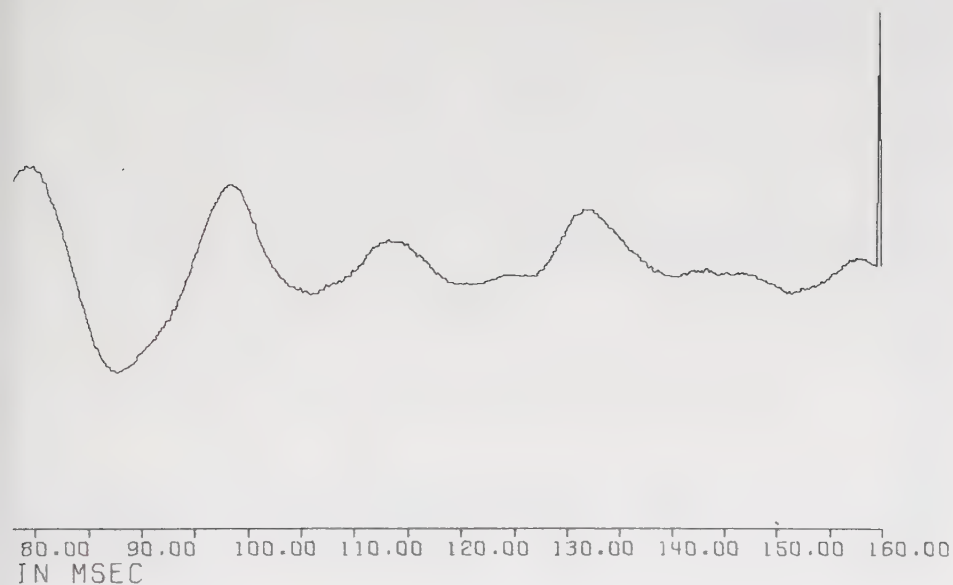


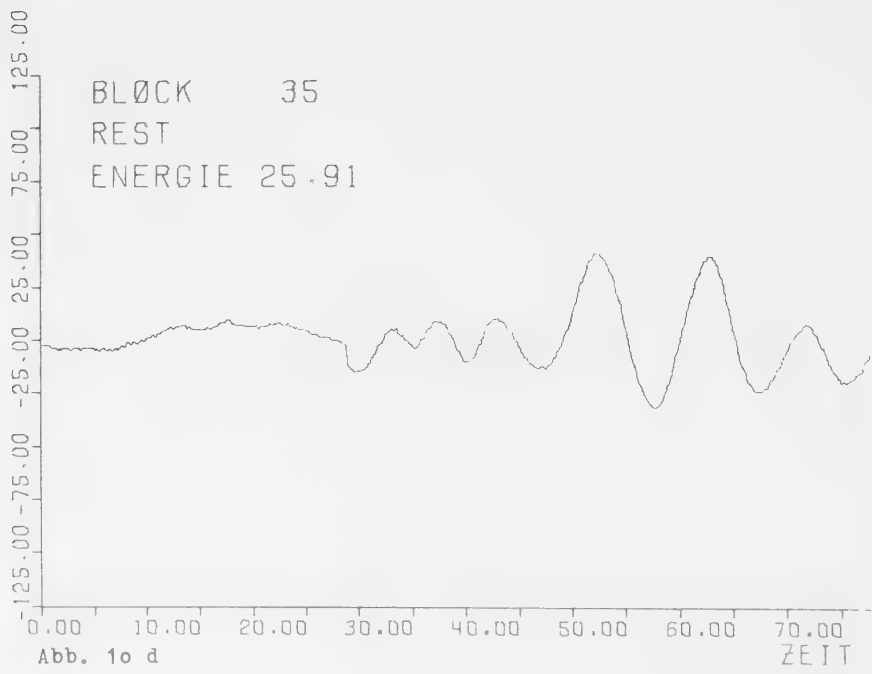
80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC









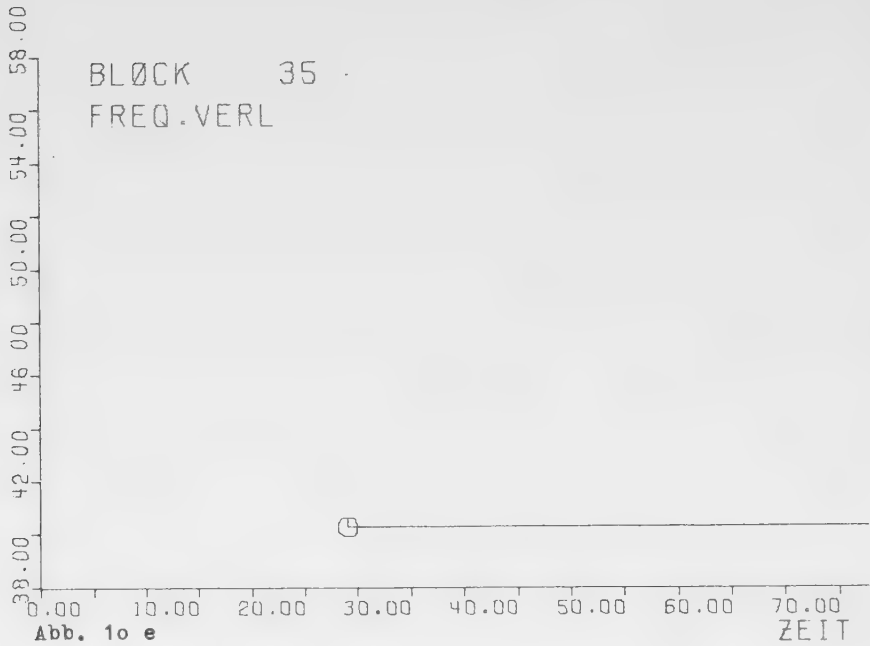


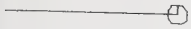


80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC

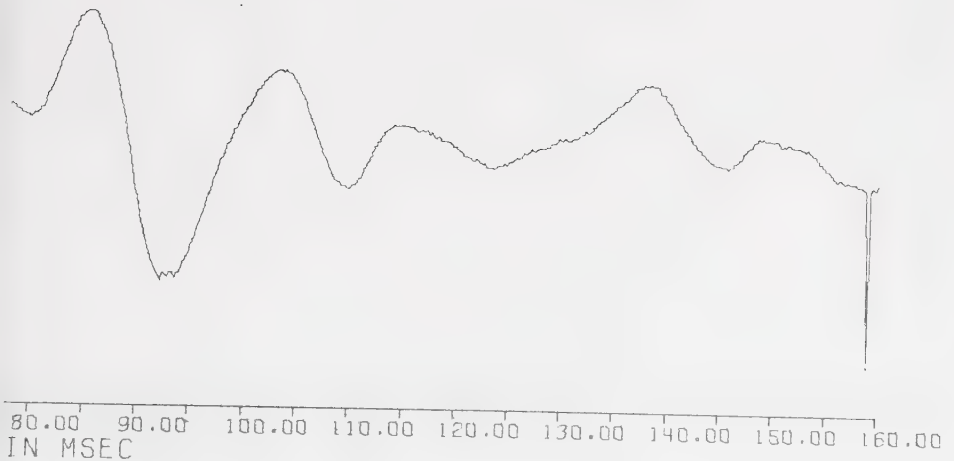


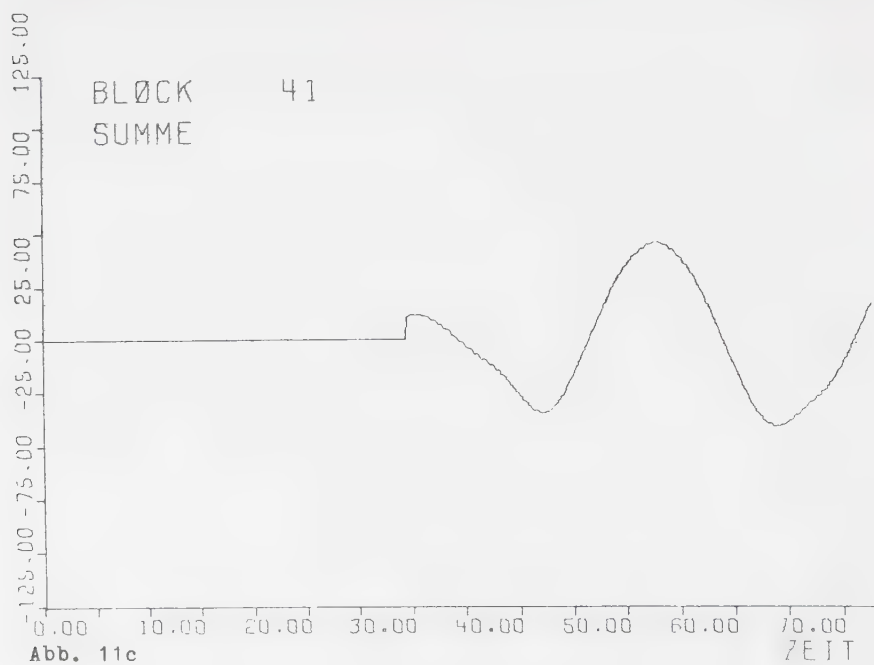
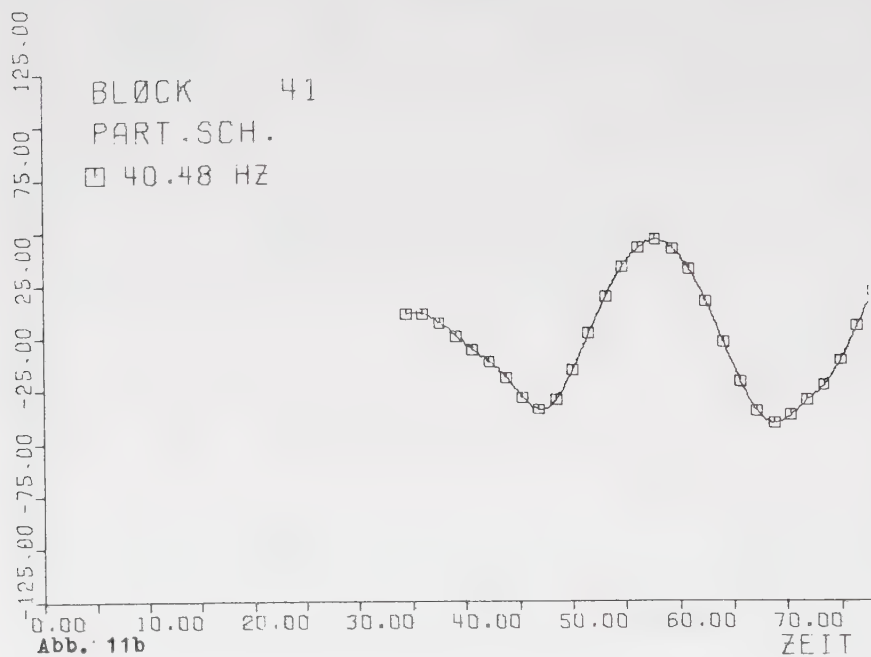
80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC

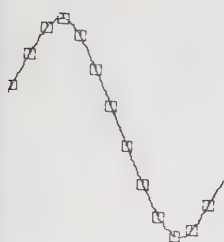




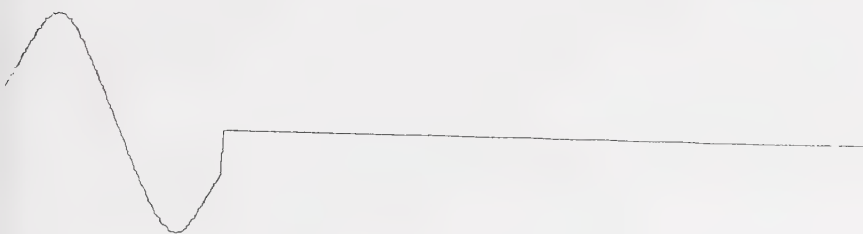
80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC



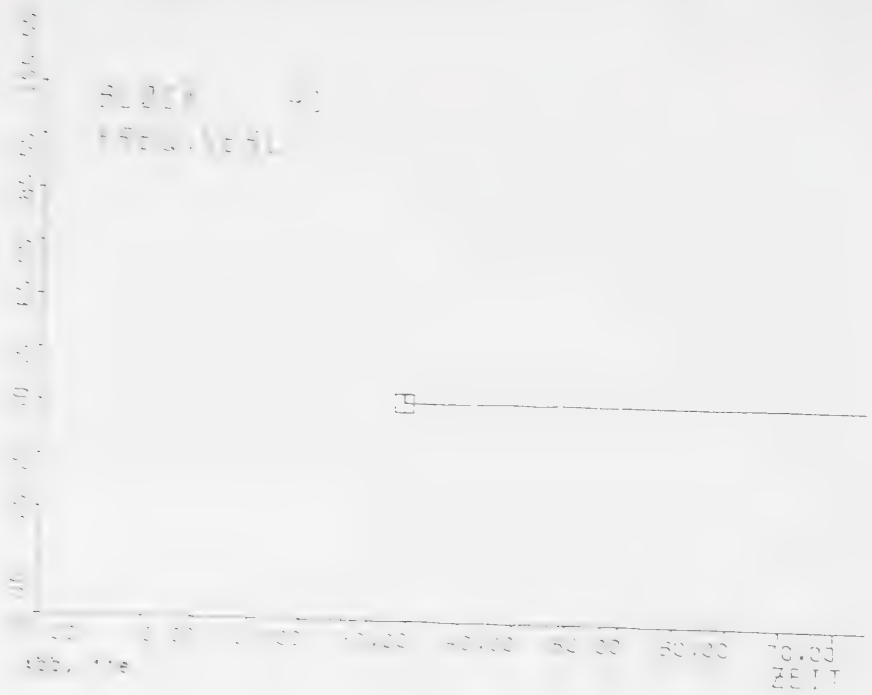
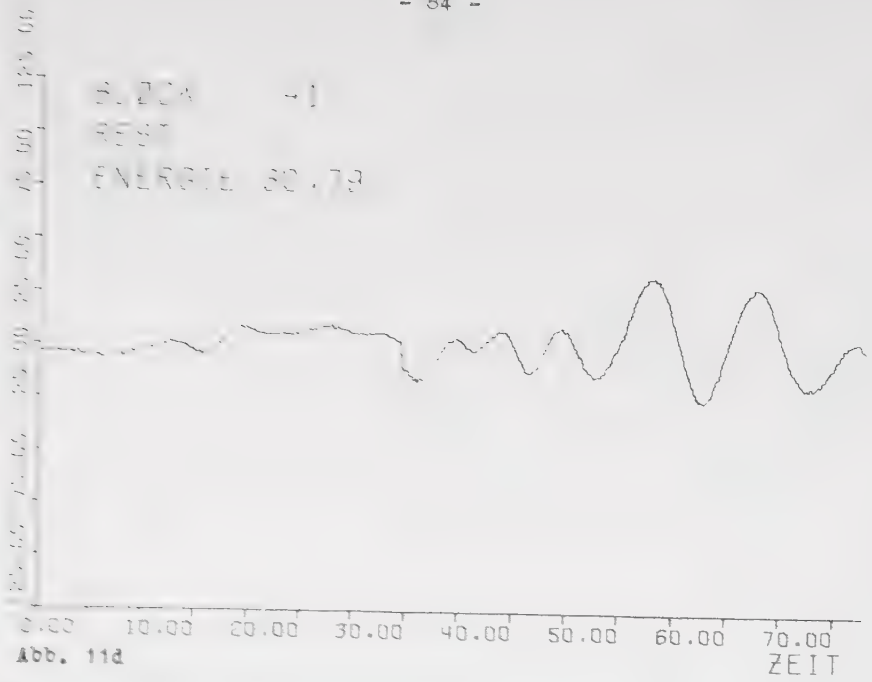


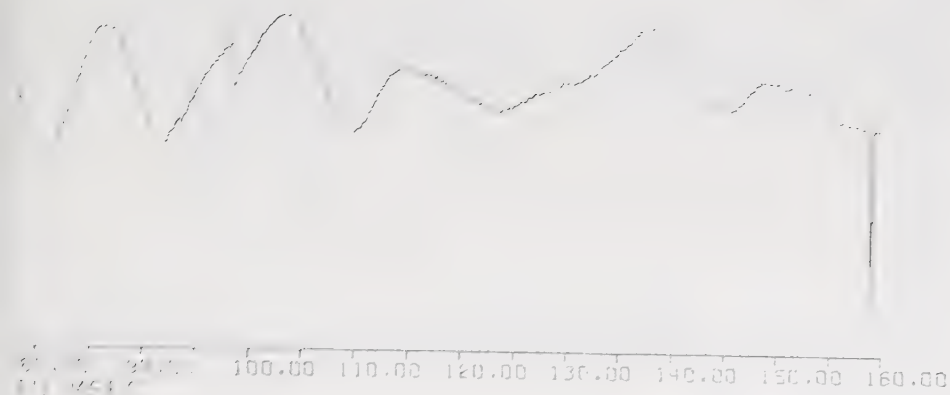


80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC



80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC





80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
10. MOLE



Abb. 12a

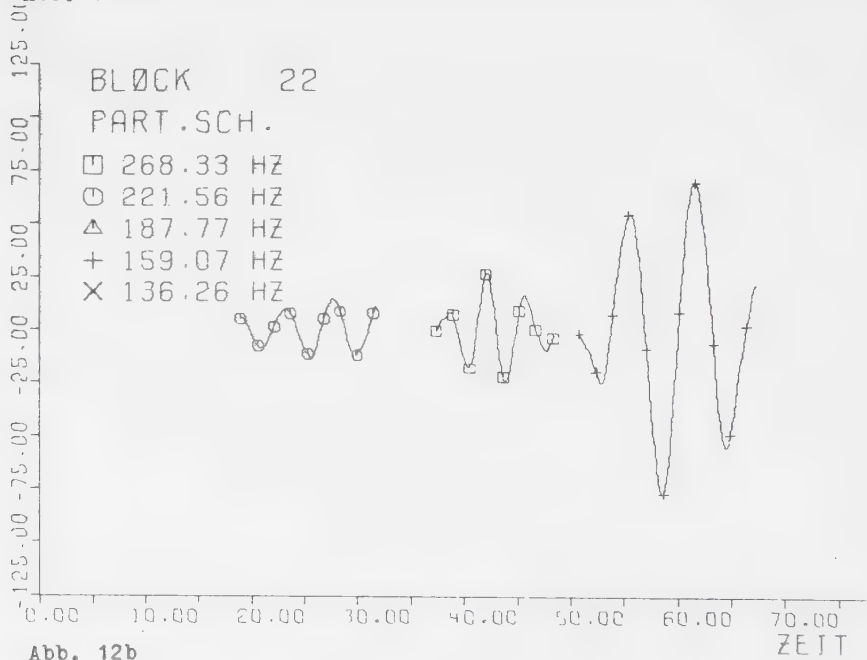
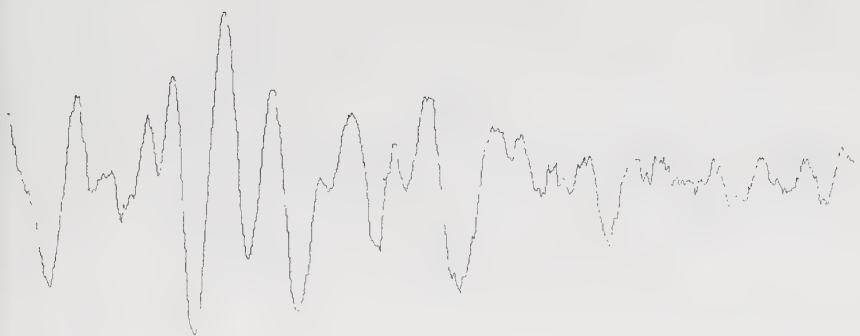
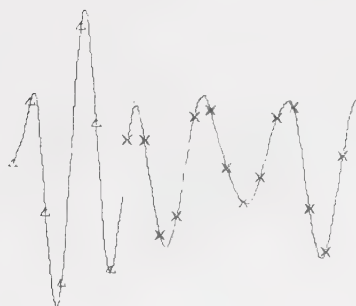


Abb. 12b



80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00
IN MSEC



80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00
IN MSEC

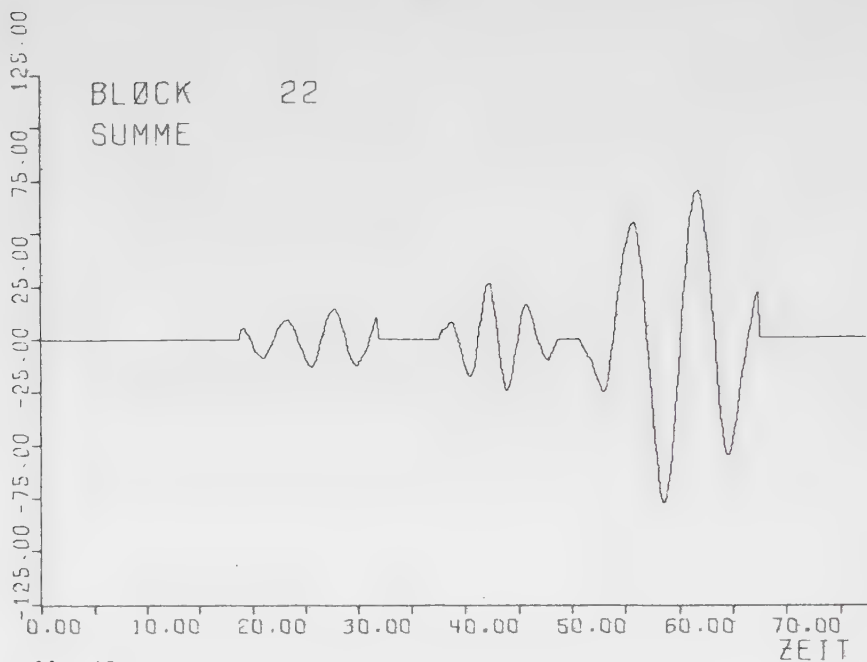
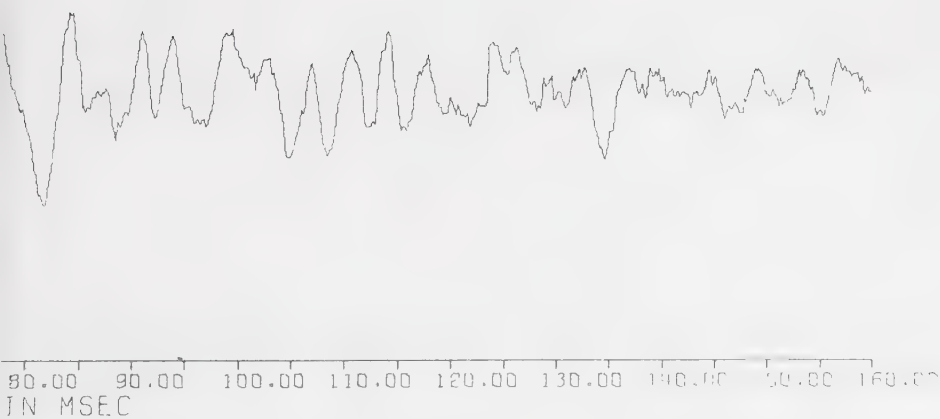
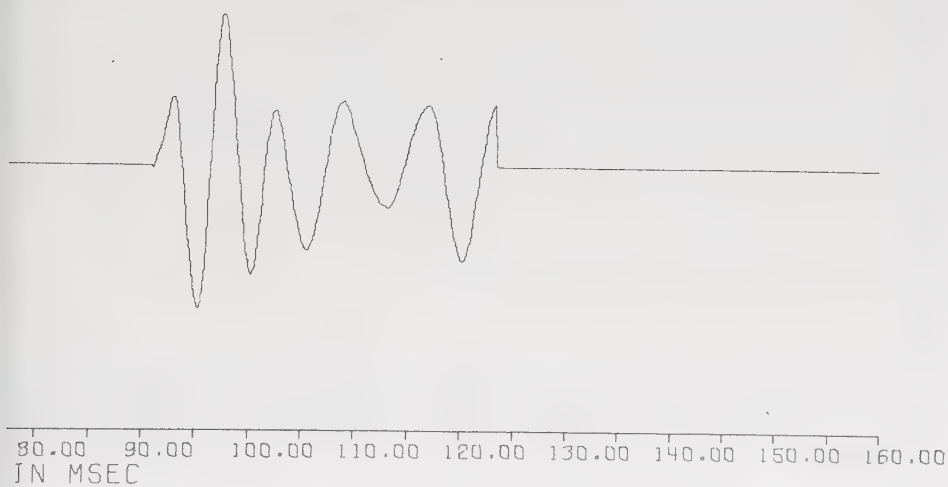
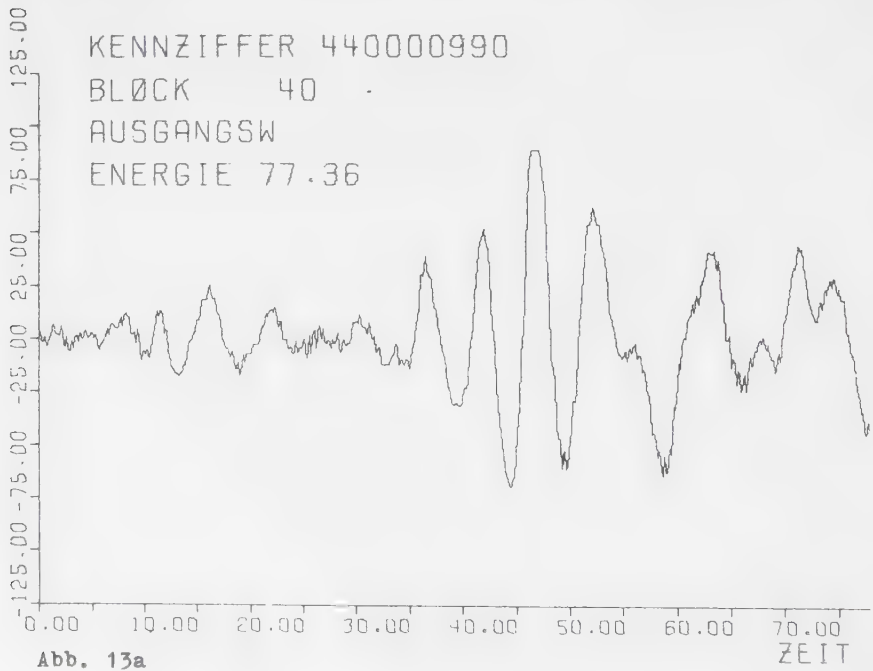


Abb. 12c



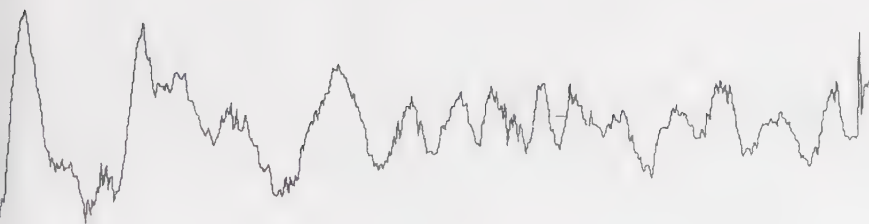
Abb. 12d



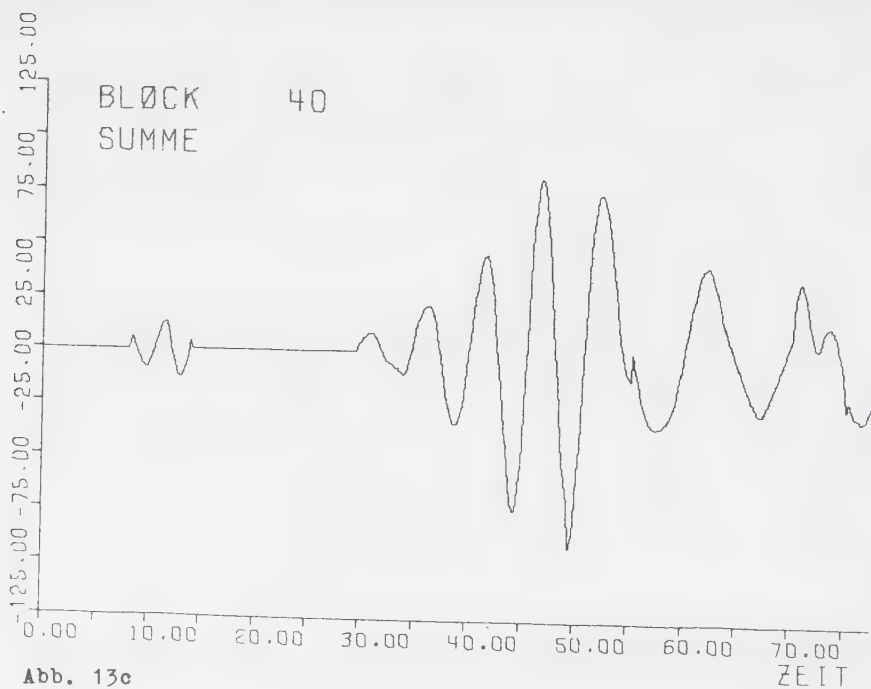
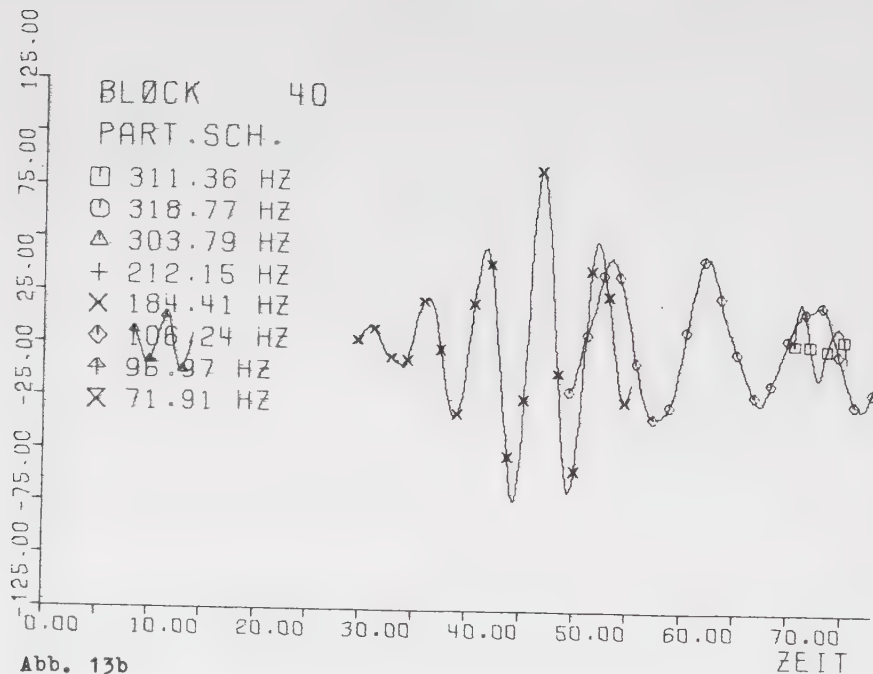


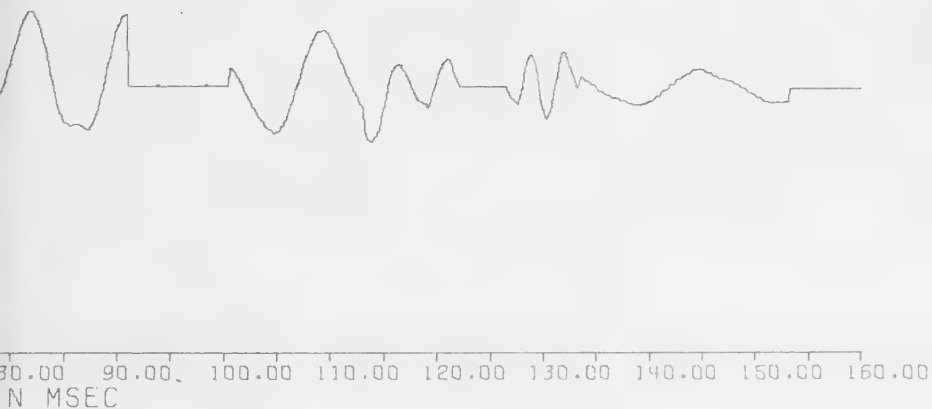
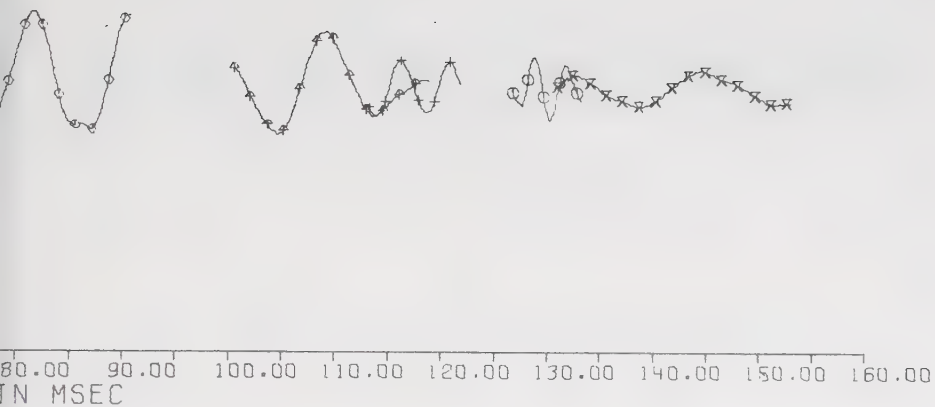


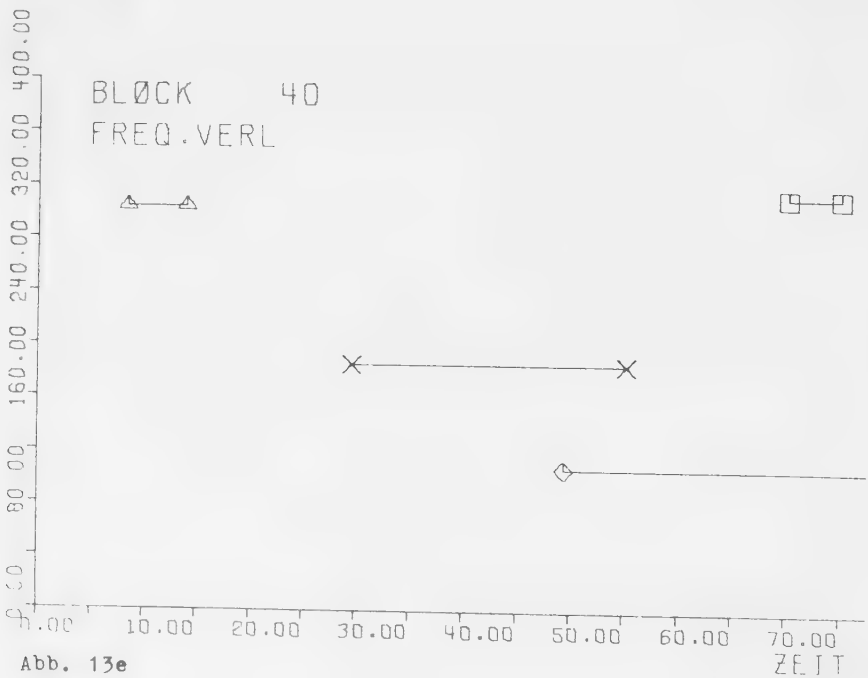
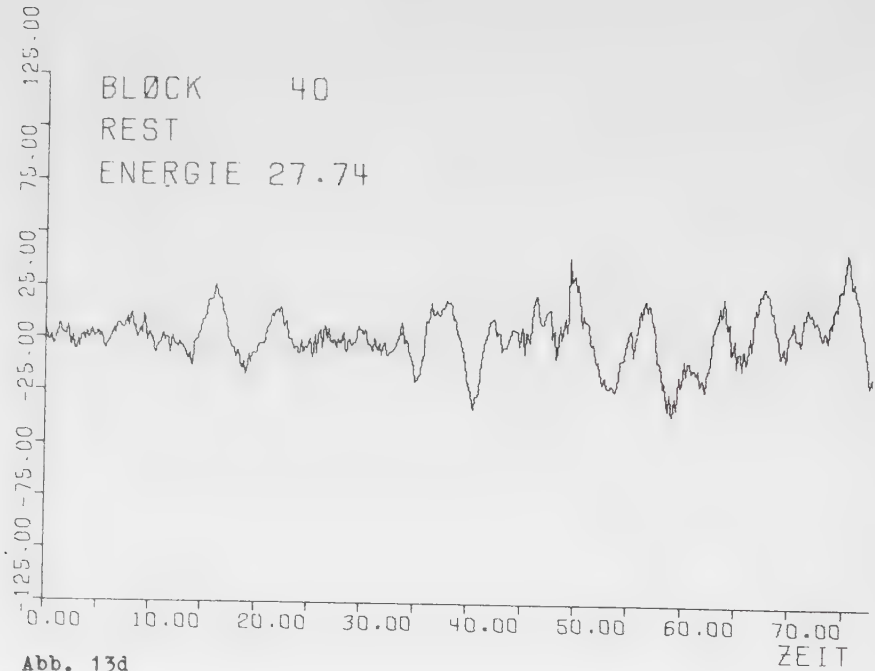
80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC

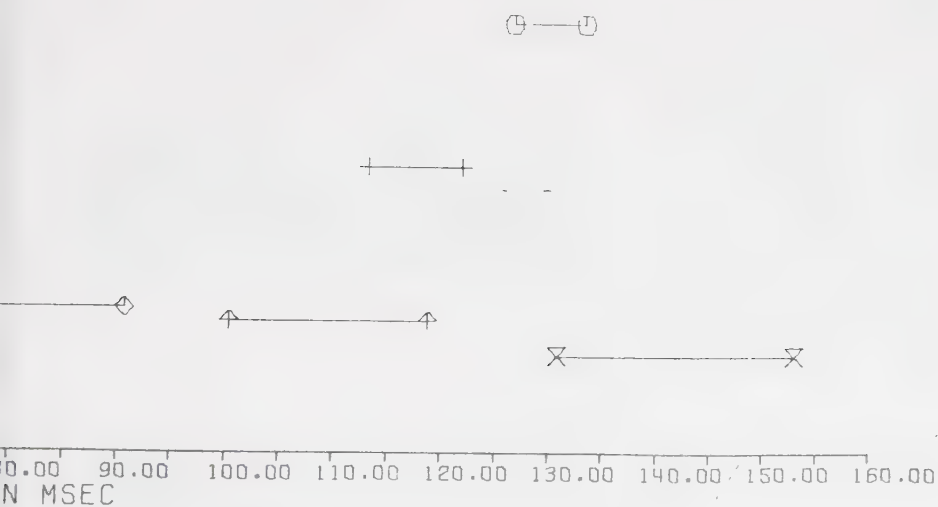
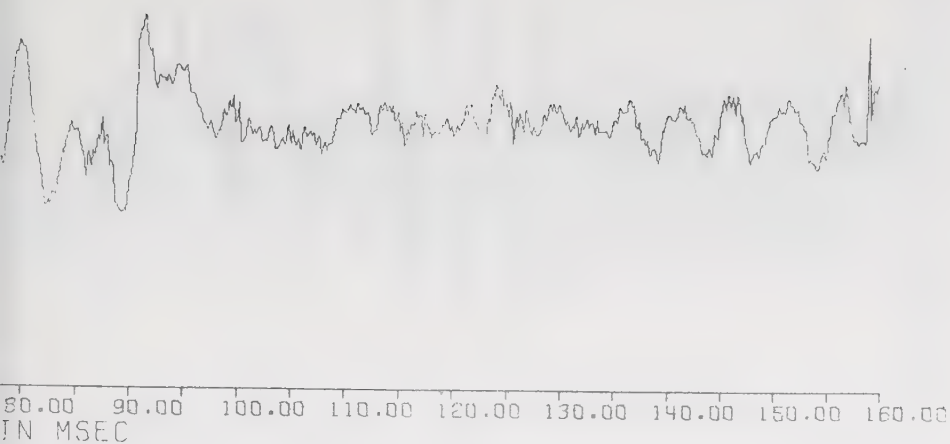


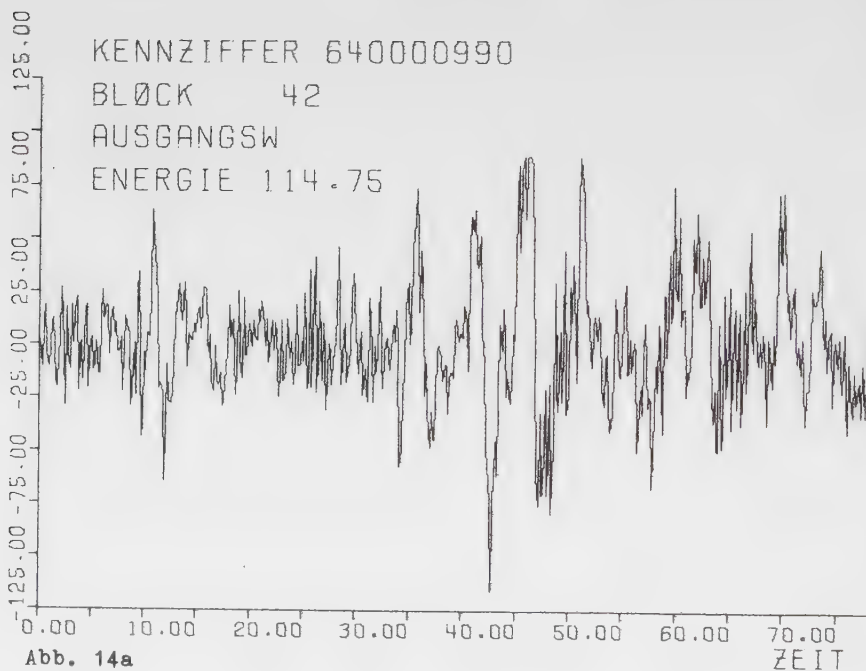
80.00 90.00 100.00 110.00 120.00 130.00 140.00 150.00 160.00
IN MSEC

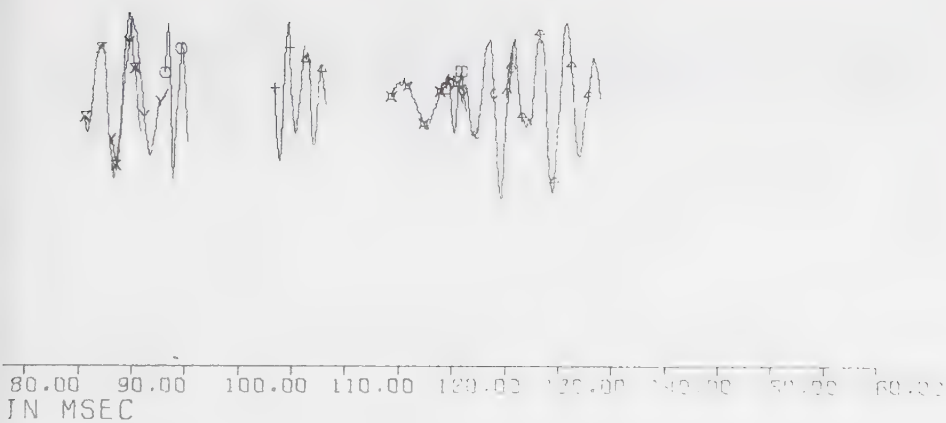
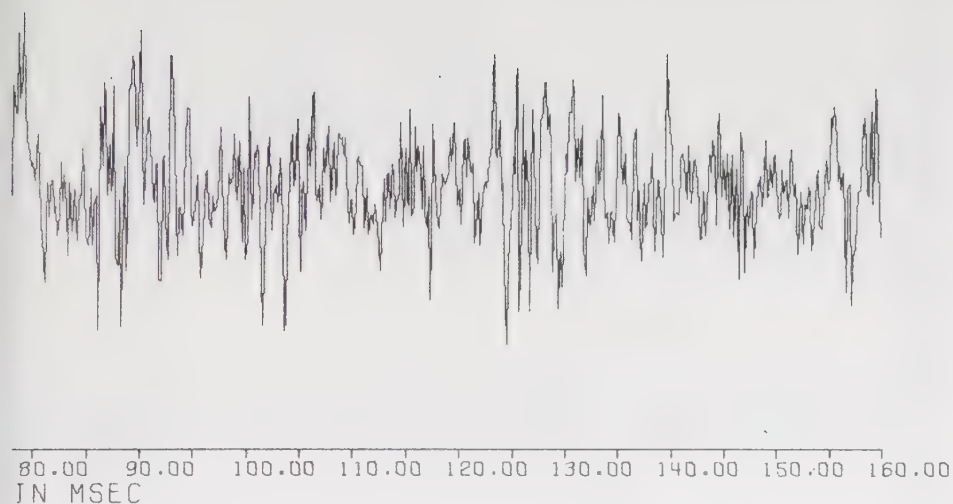












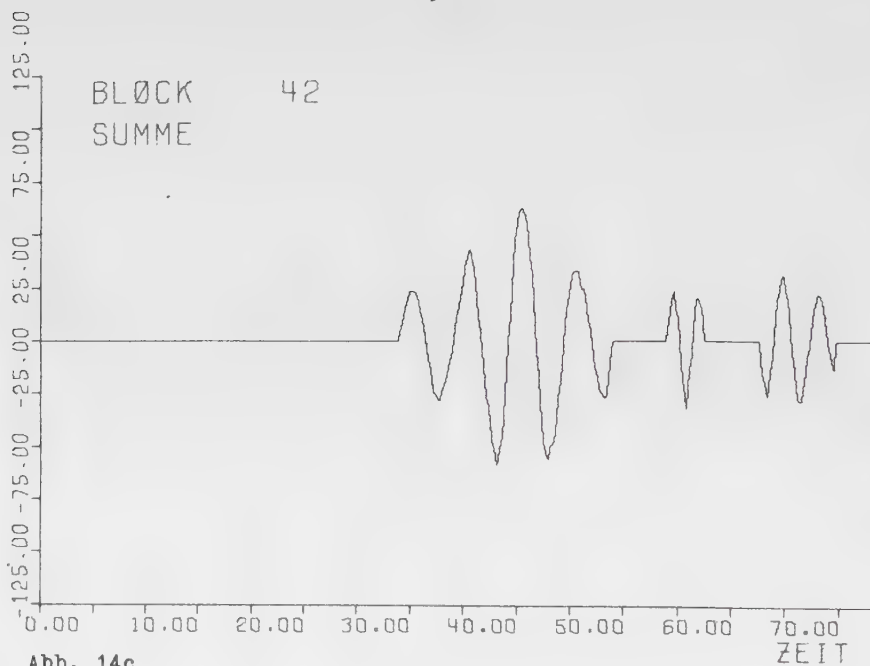


Abb. 14c

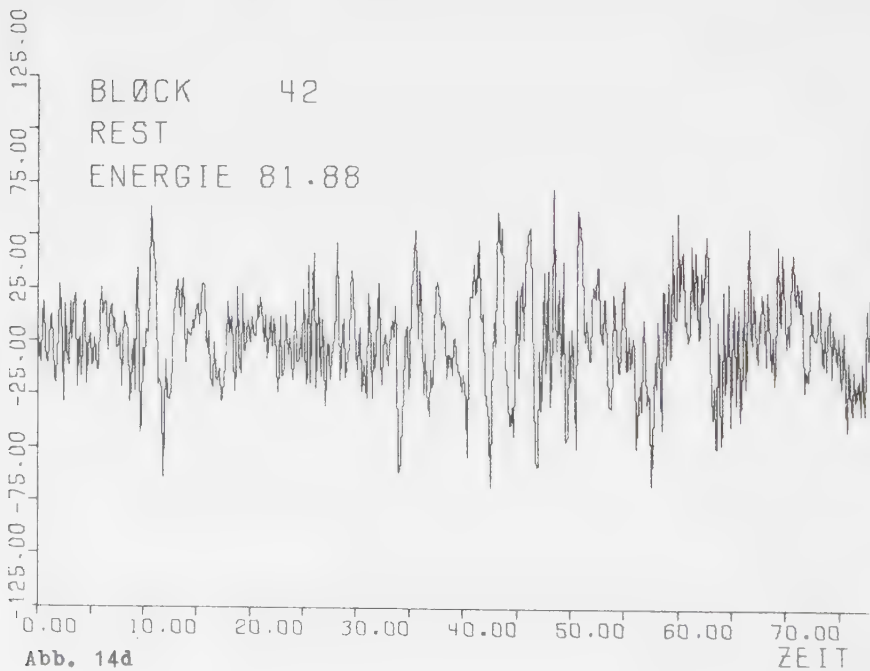
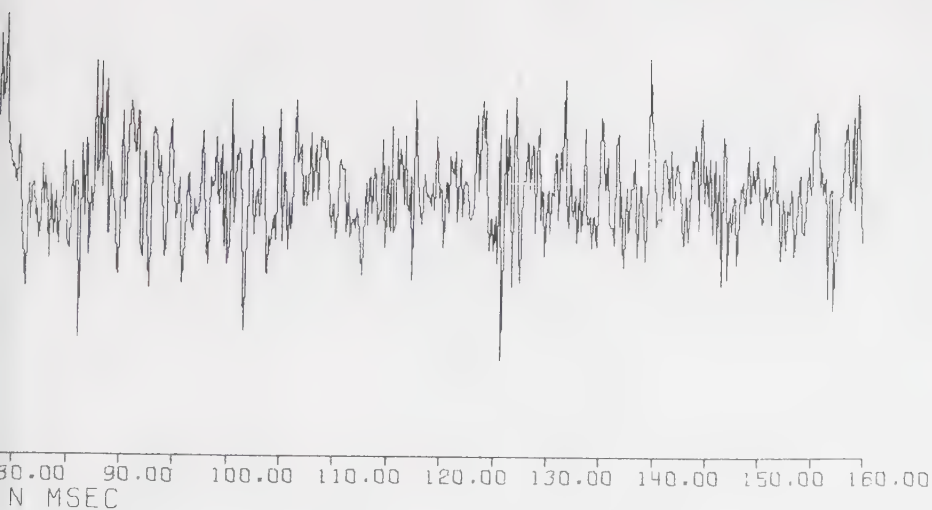
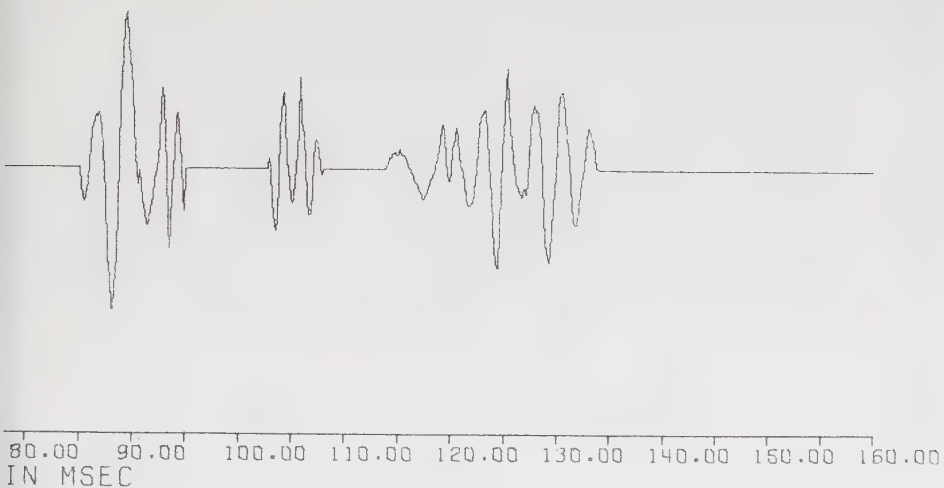
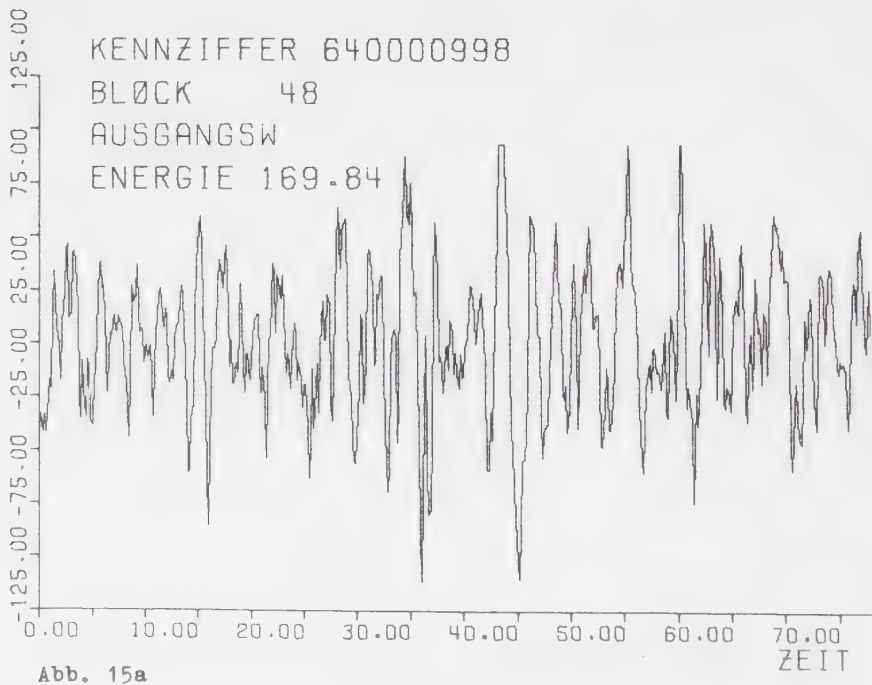
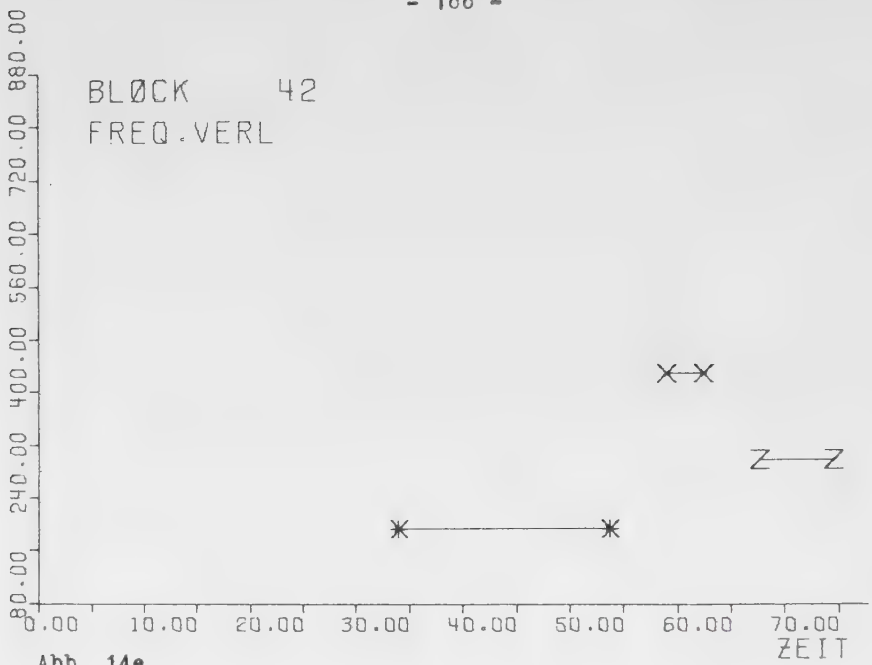
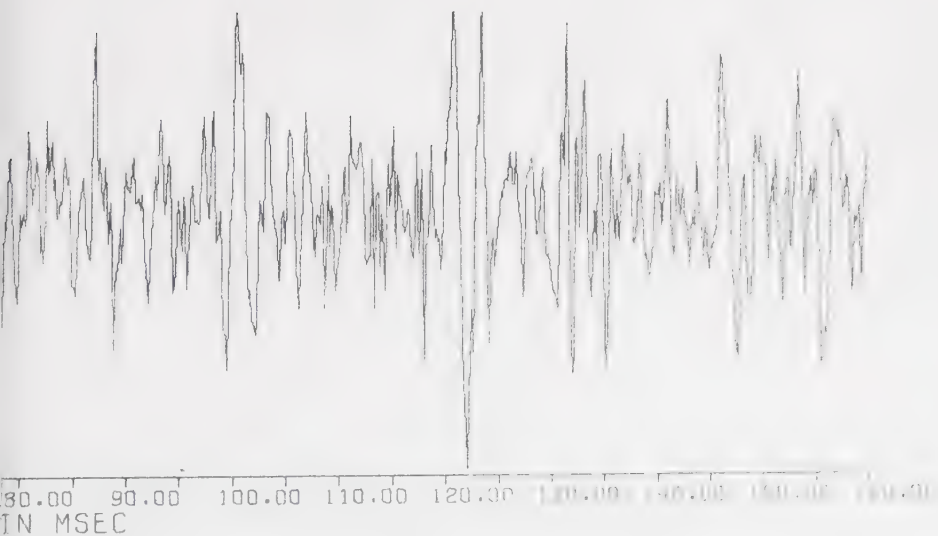
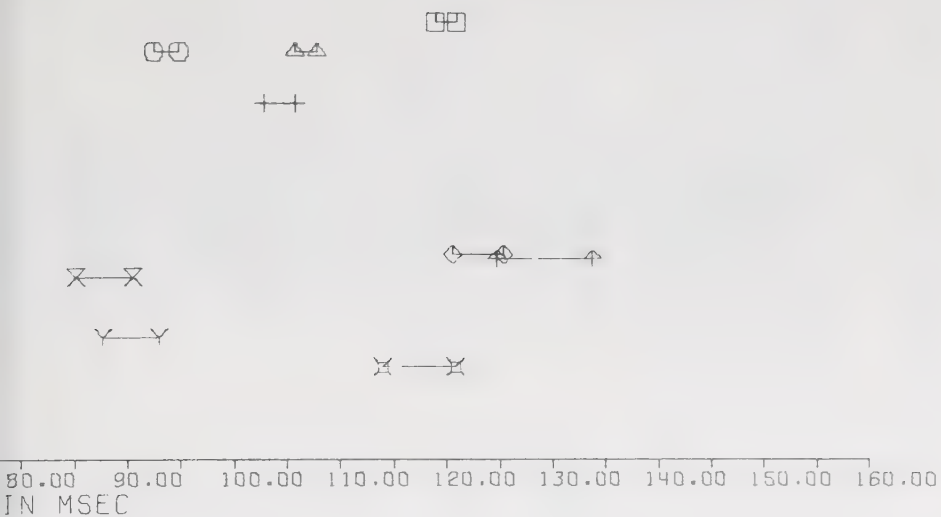
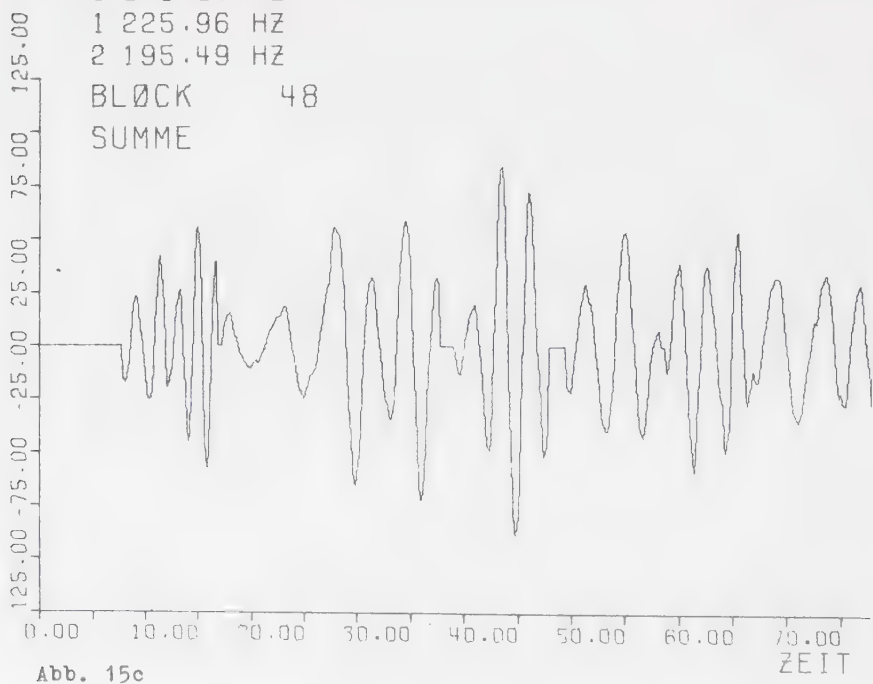
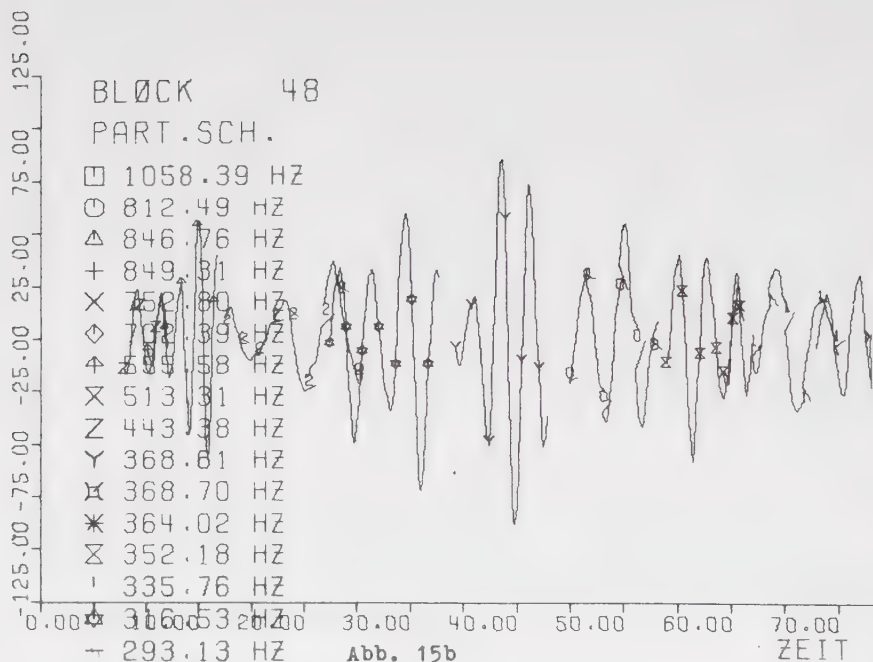


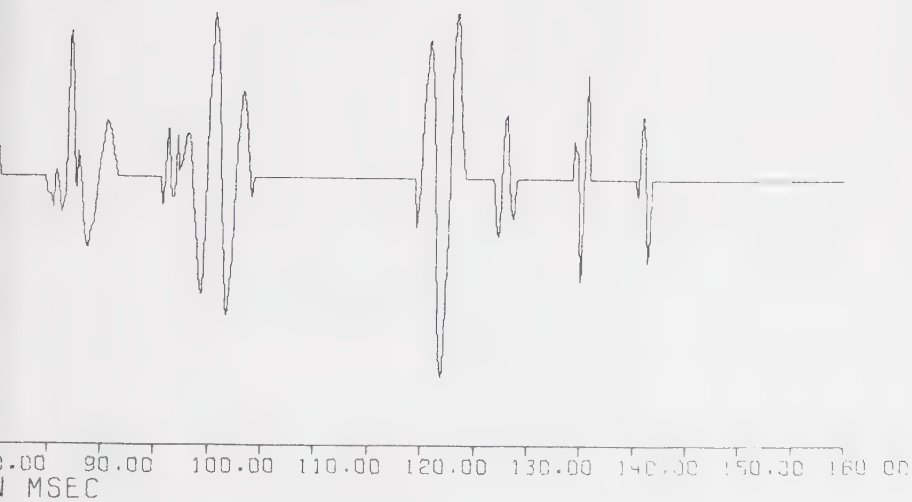
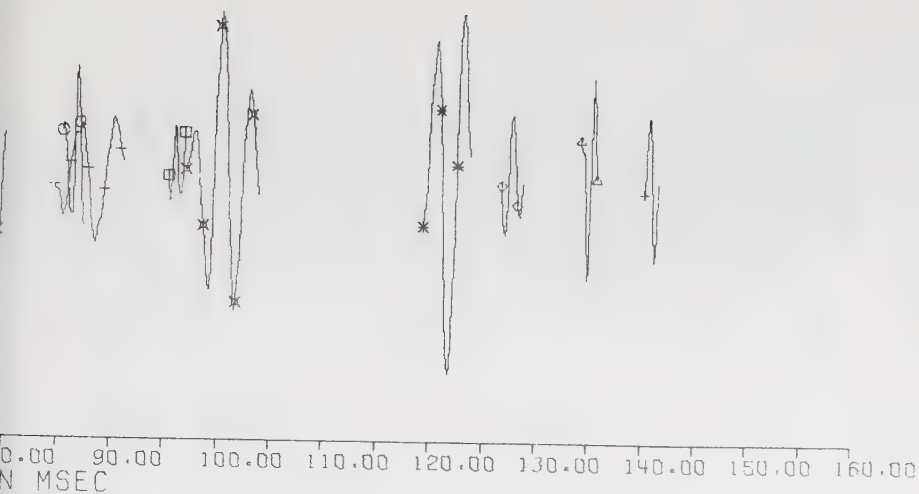
Abb. 14d

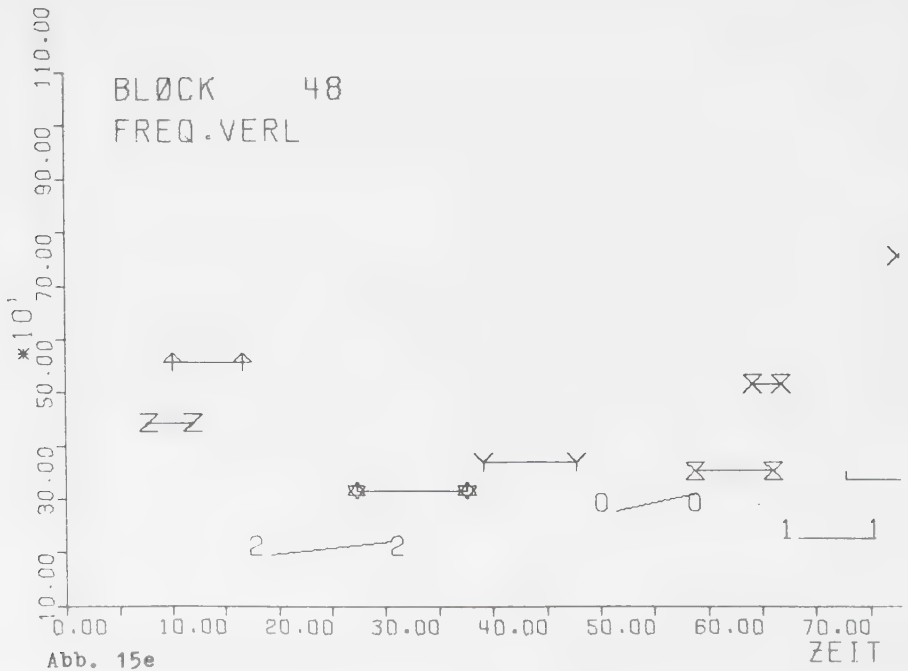
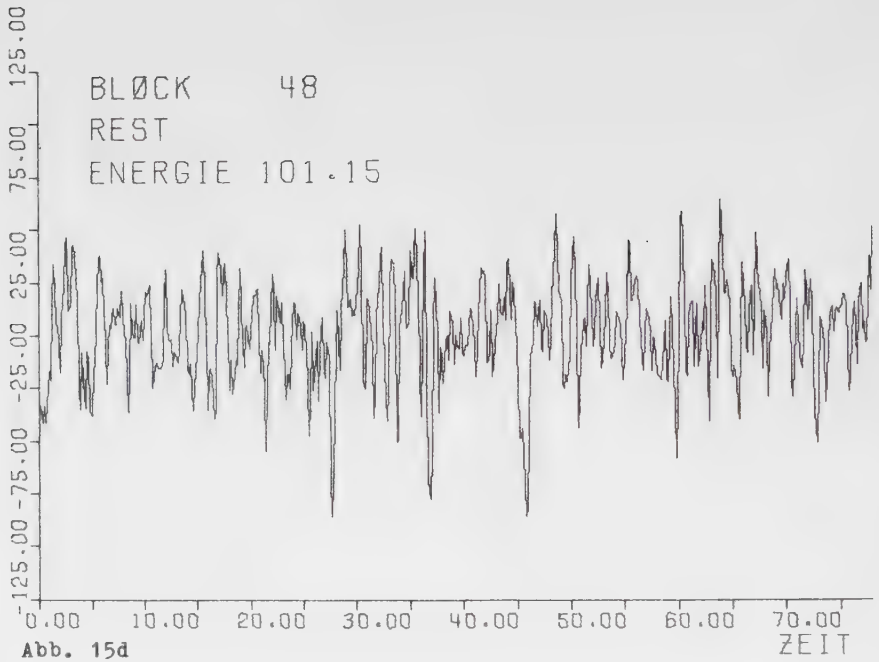


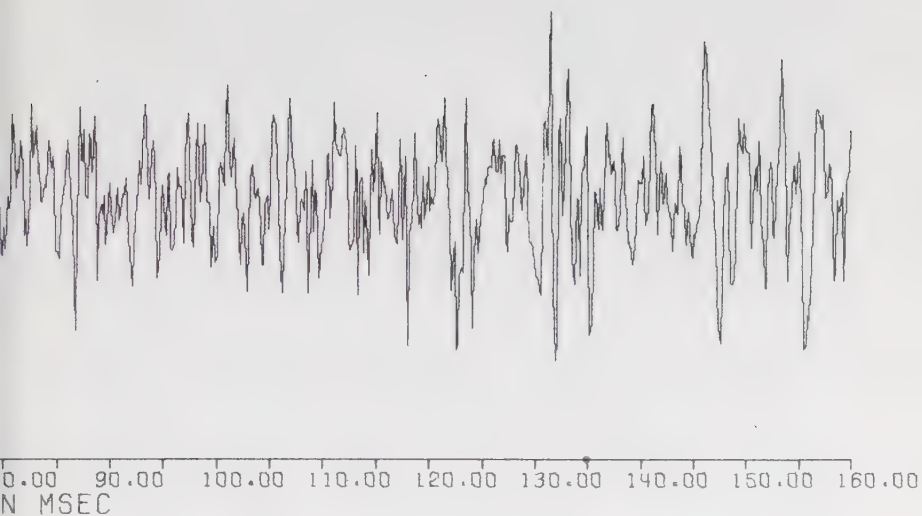












□□

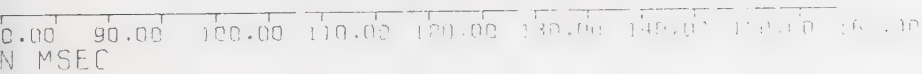
○○

△△ ++

◇◇

✕—✕

—



Zusammenfassung

Nach einer Einführung in das Problem der Frequenzanalyse von Phonokardiogrammen und Erläuterung der durch die zeitliche Inkonzanz der darin enthaltenen Schwingungen bedingten Schwierigkeiten werden grundlegende Begriffe aus der Übertragungstheorie -soweit für das vorliegende Problem von Bedeutung- erläutert und einige Verfahren der Frequenzanalyse beschrieben. Insbesondere wird gezeigt, wie ein von STUMPF (1937) angegebenes Verfahren in die Übertragungstheorie einzuordnen ist; hierzu wird eine Verallgemeinerung des Begriffs Zeitfenster eingeführt. Ein von DUDECK und SEBALD übernommenes Computerprogramm zur automatischen Frequenzanalyse von Herztönen wird mit den von uns eingeführten Ergänzungen beschrieben; und ein eigenes Programm zur Rekonstruktion eines Signals aus dem Ergebnis der Frequenzanalyse wird vorgestellt. Erste Ergebnisse der entsprechenden Analysen werden dargestellt und diskutiert.

Literatur

- Abelson, D. u. D. Bernbaum: A simple method of recording heart sounds and murmurs. The American Journal of Cardiology 28, 191 - 196, 1971
- Bruns, D. L.: A general theory of the causes of murmurs in the cardiovascular system. American Journal of Medicine, 27, 360 - 374, 1959
- Burger, H. C. u. L. J. Koopman: On the analysis and origin of heart sounds. Acta cardiol. (Brux.) 4, 131 - 157, 1949
- Burger, H. C., L. J. Koopman, A. P. T. Overeem: On the analysis and origin of heart sounds (II). Acta cardiol. (Brux.) 5, 1 - 6, 1950
- Dirlich, G.: EEG-Verarbeitung mit der Extremwertmethode und Anwendungen. Vortrag auf der 17. Jahrestagung der GMDS, München, 8. - 11.10.1972
- Dudeck, J. u. H. v. Egidy: Ein Computerprogramm zur Frequenzanalyse von Phonokardiogrammen. Ver. Dtsch. Ges. Inn. Med. 73, 125 - 130, 1967
- Dudeck, J., H. v. Egidy, R. Lippold, J. Michaelis: Ein Datenerfassungssystem für die Computeranalyse von Phono- und Elektrokardiogrammen, Medizinische Technik 92, 209 - 215, 1972
- Egidy, H. v.: Ergebnisse mathematischer Frequenzanalysen von ersten Herztönen im Tierexperiment. Zeitschr. f. d. gesamte experim. Med. 140, 80 - 90, 1966
- Egidy, H. v.: Über die Tonentstehung am Herzen. Ergebnisse frequenzanalytischer Untersuchungen an Herztönen. Med. Habil.-Schrift Mainz 1968

- Egidy, H. v.: Phonokardiographie. In: Klinik der Gegenwart. (Hrsg. H. E. Bock, F. Hartmann) Band II, S. 417 - 448. München, Berlin, Wien. 1972
- Egidy, H. v., F. Doerr, J. Dudeck: Ein neuer Weg zu Größenbestimmungen am Herzen. Radiologe 7, 208 - 210, 1967 (a)
- Egidy, H. v., F. Doerr, J. Dudeck: Zur Frage der Herzvolumenbestimmung mit Hilfe der Phonokardiographie. Verh. d. Deutsch. Ges. f. Kreislaufforschung. Kreislauf u. Niere 33, 265 - 268, 1967 (b)
- Egidy, H. v., u. J. Dudeck: Über den Schwingungsaufbau des ersten Herztones. Verh. Dtsch. Ges. Inn. Med. 74, 1012 - 1015, 1968
- Egidy, H. v., u. J. Dudeck: A new theory about the origin of the mitral opening snap. J. Appl. Physiol. 27, 566 - 568, 1969
- Egidy, H. v., u. J. Dudeck: Phonokardiographische Frequenzanalyse von Herztönen. Vortrag auf dem Kongreß Medizin - Technik, Stuttgart 14. - 17.5.1972
- Fischer, F. A.: Einführung in die statistische Übertragungstheorie. Mannheim - Zürich 1969
- Flanagan, J. L.: Speech Analysis, Synthesis and Perception. Berlin - Heidelberg - New York 1965
- Frank, O., u. O. Hess: Über das Cardiogramm und den ersten Herzton. Verh. Congr. Inn. Med. 25, 285 - 291, 1908
- Hess, O.: Untersuchungen der Bewegungen des normalen und pathologischen Herzens, sowie der zentralen Gefäße mit dem Frankschen Apparat. Erg. Inn. Med. 14, 359 - 461, 1915

- Hildebrand: Einfluß variabler Amplituden auf Phasen- und Amplitudendiagramm für das Phonokardiogramm.
Unveröffentlichtes Manuskript
- Holldack, K. u. D. Wolf: Atlas und kurzgefaßtes Lehrbuch der Phonokardiographie und verwandter Untersuchungsmethoden. 3. Auflage, Stuttgart 1966
- Lippold, R., I. Meier, P. Hain, H. v. Egidy: Frequenzanalyse simulierter Herztöne. Vortrag auf der 18. Jahrestagung der GMDS, Bielefeld, 30.9. - 3.10.1973
- Marth, A. u. H. v. Egidy: Ein Beitrag zur frequenzanalytischen Untersuchung des I. Herztones. Arch. f. Kreislaufforschung 41, 165 - 186, 1963
- Röschlau, H.: Handbuch der angewandten Impulstechnik. Hamburg 1965
- Stumpff, K.: Grundlagen und Methoden der Periodenforschung. Berlin 1937
- Talma, S.: Zur Genese der Herztöne. Pflügers Arch. ges. Physiol. 23, 275 - 278, 1880



Lebenslauf

Geburtstag und -Ort: 8.1.1940, Münster (Westf.)

Eltern: Dr. jur. Franz Josef Gieselmann, Hauptgeschäfts-
führer der Industrie- und Handelskammer Münster (+)
und seine Ehefrau Franziska Gieselmann geb. Padberg.

Schulbildung:

Ab 1950 Besuch des humanistischen Gymnasiums
Paulinum in Münster; Abitur am Paulinum am 5.3.1959.

Ausbildung und Tätigkeit in Mathematik und elektronischer Datenverarbeitung:

1959 bis 1966 Studium der Mathematik in
Münster (Sommersemester 1959 bis Wintersemester 1964/65,
Diplom-Vorprüfung im Frühjahr 1963) und
Würzburg (Sommersemester 1965 und Wintersemester
1965/66,
Diplom-Hauptprüfung im Frühjahr 1966).

16.7.1966 bis 30.9.1968 Wissenschaftlicher Ange-
stellter und anschließend bis 31.3.1969 (wegen des
Medizinstudiums) wissenschaftliche Hilfskraft im
Rechenzentrum der Universität Würzburg.

2.3. bis 8.10.1971 Aufenthalt im Rechenzentrum der
Medizinischen Fakultät der Universität Wien
(Prof. G. Grabner) (Stipendium des DAAD).

6.4.1972 bis 15.4.1973 wissenschaftlicher Mitar-
beiter (halbtätig) beim Institut für Medizinische
Statistik und Dokumentation der Universität Gießen,
Arbeitsgruppe Mainz.

Medizinische Ausbildung:

1968 bis 1973 Studium der Medizin in

Würzburg (Wintersemester 1968/69 bis Wintersemester
1970/71,

Vorphysikum im Herbst 1969,

Physikum im Herbst 1970),

Wien (Sommersemester 1971) und

Mainz (Wintersemester 1971/72 bis Wintersemester
1973/74,

Staatsexamen beendet am 13.12.1973).

Seit 1.1.1974 Medizinalassistent in der Universitäts-
klinik Mainz (1.1. bis 30.4.74 II. Medizinische
Klinik, seit 16.5. Chirurgische Klinik).

24.7.74

W. Jülich

1965 bis 1971 Studium der Mathematik in
Wien (Wissenschaften 1965/66 bis 1969/70)

1971/72

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1971/72

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1972/73

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1973/74

1974

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1974/75 bis 1975/76

1976/77

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1976/77 bis 1977/78

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1977/78 bis 1978/79

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1978/79 bis 1979/80

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1979/80 bis 1980/81

1981/82

Lehrstuhl für Mathematik in Wien 1981/82 bis 1982/83

